UNIVERSITÉ DE NANCY I

U.E.R. DE P.C.B

CNRS N° A.O. 7290

THÈSE

présentée à

L'UNIVERSITÉ DE NANCY I

pour l'obtention du grade de

DOCTEUR - INGÉNIEUR

par

Claude DELACOTE

Ingénieur I.S.I.N.

SUJET :

REGULATION D'UN DEBIT LIQUIDE
APPLICATION EN CIRCULATION EXTRA-CORPORELLE

Soutenue publiquement le 1972 devant la Commission d'Examen

Membres du Jury

Président : M. R. GUILLIEN

Examinateurs : MM. A. FRÜHLING
R. MAINARD
R. MARI

Invités : MM. P. CHALNOT
R. FRISCH

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41551928_0020

OUDART & CLÉMENT
RELIEURS

11, Rue Sainte-Anne, 11
Téléph. 52.80.09 - NANCY

UNIVERSITÉ DE NANCY I U.E.R. DE P.C.B

CNRS N° A.O. 7290

THÈSE

présentée à

L'UNIVERSITÉ DE NANCY I

pour l'obtention du grade de

DOCTEUR - INGÉNIEUR

par

Claude DELACOTE

Ingénieur I.S.I.N.

SUJET :

REGULATION D'UN DEBIT LIQUIDE
APPLICATION EN CIRCULATION EXTRA-CORPORELLE

Soutenue publiquement le 1972 devant la Commission d'Examen

Membres du Jury

Président : M. R. GUILLIEN
Examinateurs : MM. A. FRÜHLING
R. MAINARD
R. MARI
Invités : MM. P. CHALNOT
R. FRISCH

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

A V A N T P R O P O S

Le travail que nous allons décrire a été réalisé à l'Institut de Génie Biologique et Médical de Nancy ; nous ne saurions en faire l'exposé sans remercier auparavant tous ceux qui nous ont soutenus et dont l'aide constante et efficace nous a permis d'atteindre le but recherché.

Nous remercions vivement Monsieur le Professeur FRISCH, du service de Chirurgie A, à l'Hôpital Central de Nancy,qui nous a fourni le thème de notre travail, pour l'intérêt qu'il a toujours porté à notre recherche et l'amabilité avec laquelle il a toujours facilité notre travail.

Nous tenons à remercier Messieurs les Professeurs FRUHLING , MAINARD et MARI, ainsi que Monsieur le Professeur CHALNOT de nous avoir fait l'honneur d'accepter de faire partie de notre jury.

Que Monsieur le Professeur GUILLIEN, Directeur de l'Institut de Génie Biologique et Médical, reçoive nos remerciements pour nous avoir accueillis en son laboratoire et pour les encouragements qu'il nous a prodigués.

Que Monsieur le Professeur MARI, Directeur de l'Institut des Sciences de l'Ingénieur, soit assuré de notre profonde gratitude pour sa bienveillance à notre égard et l'aide des plus efficaces qu'il n'a cessé de nous accorder en toutes occasions.

Que Monsieur E. YVROUD, Directeur Technique de l'Institut de Génie Biologique et Médical soit assuré de notre gratitude pour son inlassable dévouement et ses conseils amicaux.

Nous adressons tous nos remerciements à Monsieur POIRSON, Directeur Technique de l'Institut des Sciences de

l'Ingénieur pour les judicieux conseils et l'indispensable aide matérielle qu'il nous a toujours fournis.

Nous tenons à exprimer à notre Collègue Jean Jacques LION toute notre amitié, née de notre excellente collaboration et notre reconnaissance pour le parfait climat dans lequel se déroulèrent nos recherches.

Que Monsieur HENRY, technicien, à l'Institut de Génie Biologique et Médical reçoive nos vifs remerciements pour sa compétence et l'inépuisable serviabilité dont il fit preuve.

Nous remercions Mesdames DERICBOURG et MEYER ainsi que Mademoiselle DUBOIS pour la gentillesse avec laquelle elles ont assuré le travail de secrétariat, ainsi que Monsieur BAUDIN, Technicien à l'IGBM.

Enfin, que nous Camarades de Laboratoire soient assurés de notre gratitude pour la sympathique ambiance qu'ils surent toujours créer, surtout lors des moments difficiles.

* * *

TABLE DES MATIERES

AVANT-PROPOS

Pages

TABLE DES MATIERES

I - INTRODUCTION 1

A - Généralités 1

B - Utilisation chirurgicale 1

C - Exposé du problème 1

II - DESCRIPTION DE L'APPAREILLAGE INITIAL ET TRAVAUX ANTERIEURS 5

A - L'appareillage existant 5

1°) Les organes annexes 5

2°) Les pompes artérielles 5

3°) L'oxygénateur à disques 5

B - Travaux antérieurs 7

1°) Généralités 7

2°) "Pompe extracorporelle à temps et volumes commandés" 7

3°) "Asservissement d'une pompe d'assistance cardio-vasculaire" 8

4°) "Shunts cardio-pulmonaires chez les enfants" 9

5°) "Régulation d'une pompe sanguine extra-corporelle" 9

6°) "Expérience clinique d'un oxygénateur à disques muni d'une régulation de niveau sanguin" 10

III - LES DIVERSES VOIES DE RECHERCHE 12

1°) Utilisation du niveau du sang dans l'oxygénateur 12

a) repérage optique

b) appareillage automatique

c) perturbations

d) conclusion

pages

2°) Mesures par intégration du débit 13

3°) Utilisation de la pression hydrostatique sanguine 14

4°) Les méthodes utilisant la pesée 15

a) pesée directe par balance 15

b) utilisation d'un capteur de déplacement 15

a) les montages, : (1) premier montage 16

(2) deuxième montage 16

(3) troisième montage 17

b) les capteurs : 18

(1) capteur de déplacement inductif 18

(2) capteur de déplacement à transformateur différentiel 19

5°) Pesée à l'aide de Jauges de Contraintes 21

IV - SYSTEME DE PESEE PAR JAUGES DE CONTRAINTES- DESCRIPTION DE L'APPAREILLAGE REALISE : 22

A - Principe général 22

B - Le Corps de l'épreuve 22

1°) Choix du matériau 22

2°) Traitement thermique 23

a) la trempe 24

b) le revenu 24

c) l'usinage 24

3°) Choix de la forme et calculs de résistance 25

Pages

C - Choix des Jauges et de leur montage 26

1°) les jauges semiconductrices 26

a) performances 26

b) réalisation 27

c) essais

- jauges Pixies
- jauges Philips

2°) Les jauges à trame pelliculaire 28

3°) Type de montage des jauges 29

a) branchement direct

b) transformateur d'alimentation

c) pont à 12 jauges

d) branchement en parallèle

D - Les compensations et équilibrages 30

1°) Compensation en température des capteurs 30

2°) Equilibrage des sensibilités 30

3°) Compensation de variation du module d'Young 31

4°) Optimisation de l'alimentation 31

E - Positionnement géométrique des capteurs 31

V - AFFICHAGE ET REGULATION 33

A - Traitement du signal - Affichage 33

1°) Position du problème 33

2°) Le filtrage 33

3°) L'affichage 34

Pages

B - La Régulation 35

1 - Les contraintes existantes 35

2 - Choix du montage 35

a) premier montage 35

b) montage par asservissement de position 36

3- Le matériel utilisé 36

a) le potentiomètre 36

b) le moteur d'asservissement 36

c) la génératrice tachymétrique 37

d) l'amplificateur 37

C - Les essais en laboratoire 43

VI - ESSAIS CLINIQUES 45

VII - APPLICATIONS ET DEVELOPPEMENTS POSSIBLES 47

VIII - CONCLUSION 48

IX - BIBLIOGRAPHIE 49

*

* *

*

I - INTRODUCTION

A - Généralités

La recherche qui nous a été confiée dans le cadre de l'Institut de Génie Biologique et Médical porte sur l'amélioration d'un ensemble coeur-poumon artificiel. Ce travail a été proposé par Monsieur le Professeur FRISCH, du service de Chirurgie A de l'Hôpital Central de Nancy, dirigé par Monsieur le Professeur CHALNOT.

Le matériel sur lequel nous nous sommes penchés, distribué en France par les Etablissements MICHEL Frères à Paris, est réalisé aux Etats-Unis par SARNS Inc. (Michigan), pour le compte de TRAVENOL LABORATORIES Inc. (Illinois).

Il se compose d'une part de trois pompes et d'un échangeur de température, et d'autre part d'un oxygénateur, ainsi que de divers circuits annexes, l'ensemble étant réuni sur une plate forme mobile

B - Utilisation chirurgicale

Cet appareil de circulation extracorporelle est utilisé en chirurgie cardiaque, principalement lors d'opérations à coeur ouvert. Ces dernières nécessitent,en effet, l'asséchement des cavités cardiaques. En pratique, le sang veineux est dérivé au débouché des veines caves, puis, après traitement et oxygénation, réinjecté vers l'aorte par l'intermédiaire de l'artère fémorale, utilisée dans ce cas en sens inverse de la circulation normale.

De cette manière, on a mis hors circuit l'ensemble des cavités cardiaques et la circulation pulmonaire (figure 1).

C - Exposé du problème

Le circuit sanguin extérieur à l'opéré contient une importante quantité de sang : de trois à cinq litres. Cette quantité est même parfois plus importante que celle contenue dans le corps du patient

...

(cette dernière correspondant à un treizième du poids du sujet).

Tout ce sang est mis en mouvement par l'intermédiaire d'une des pompes artérielles de l'appareil, ceci avec un débit pouvant atteindre cinq litres par minute. Dans la conduite d'une circulation extra-corporelle, il importe que la quantité de sang injectée par la pompe dans le patient soit toujours égale à la quantité recueillie par les canules branchées sur les veines caves, afin de maintenir constante la masse sanguine du malade. Il est admis comme hypothèse de départ que toute variation se retrouve en sens inverse dans le circuit extérieur, autrement dit que la quantité totale de sang en circulation reste invariable.

La constance de la masse sanguine du patient est obtenue en ajustant à la demande le débit de la pompe artérielle, de manière à maintenir à la même valeur la masse de sang extracorporelle, en considérant comme invariable la capacité du système vasculaire de l'opéré.

De ce point de vue, le circuit extracorporel se compose d'une part d'organes dont le contenu sanguin est invariable (tuyaux, filtres, pompes...), et d'autre part de l'oxygénateur dont le contenu peut varier.

Dans l'état initial du système, un opérateur repérait au mieux le niveau du sang dans l'oxygénateur au début de l'opération et agissait sur la vitesse de rotation de la pompe artérielle, de manière à maintenir ce niveau constant. Mais l'étendue de la surface de contact du sang avec l'oxygène fait que ce repérage est difficile et que des variations notables de la quantité de sang dans l'oxygénateur passent inaperçues.

Ce phénomène, gênant pour les adultes, rend quasi-impossible l'utilisation de l'appareil lorsqu'il s'agit de jeunes enfants.

Notre travail consistait donc en la pesée de la masse de sang contenue dans l'oxygénateur à disques. Cela entraînait

...

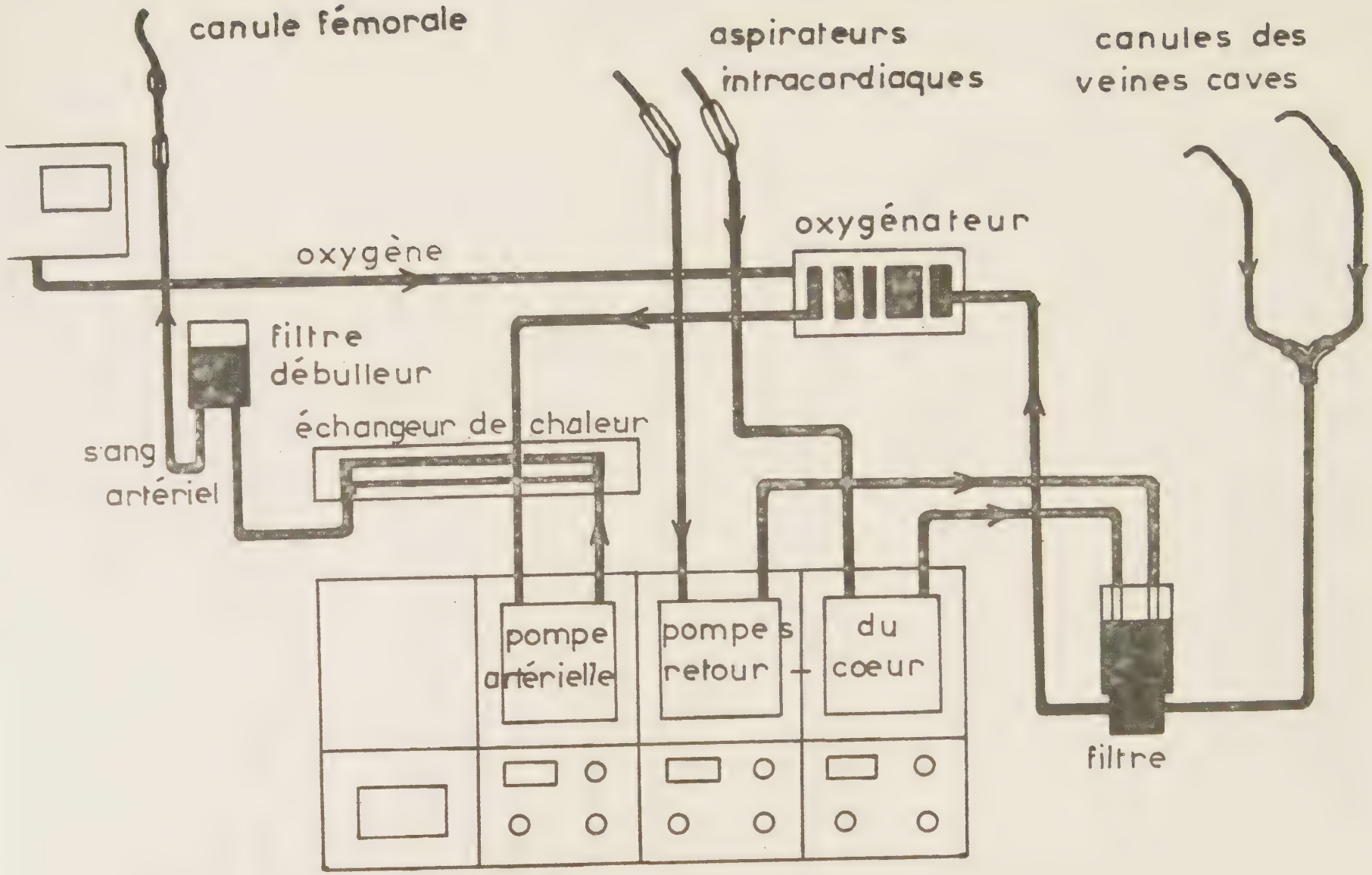


FIG 1

BRANCHEMENT DE L' APPAREILLAGE DE CIRCULATION EXTRACORPORELLE

en fait la pesée de l'oxygénateur lui-même, du plateau le supportant et d'un certain nombre de pièces annexes, ce qui nous menait à peser un ensemble dont la masse varie entre 22 et 30 kilogrammes environ, selon les dimensions de l'oxygénateur utilisé.

Cette mesure doit s'effectuer dans une ambiance de vibrations pouvant avoir une amplitude notable : en particulier, les vibrations engendrées par le moteur d'entraînement des disques ainsi que par un mauvais équilibrage de l'arbre portant ces disques, et les vibrations introduites par le débit pulsé du sang délivré par la pompe artérielle à galets, risquent de perturber sérieusement les mesures, d'autant plus que les performances requises sont assez élevées :

Sur une masse totale de 30 kilogrammes, la détection de ± 10 grammes est considérée comme bonne, une détection de ± 50 grammes étant donnée pour médiocre.

De plus, la précision de la mesure doit être conservée pendant toute la durée de l'opération, c'est-à-dire 3 à 4 heures.

Il nous a semblé d'autre part indispensable de poursuivre notre tâche plus avant, tellement il nous paraissait logique, une fois obtenu un signal nous donnant la variation de masse sanguine, d'utiliser cette information pour commander la pompe artérielle et assurer ainsi la régulation de la masse sanguine extracorporelle. Ceci a donc fait l'objet de la deuxième partie de notre étude.

L'ensemble du travail a été mené avec comme idée directrice l'impérieuse nécessité, vu les très graves répercussions de toute défaillance de l'appareillage, d'éviter au maximum toute modification du système initial, la pesée et l'asservissement se superposant au montage original sans l'altérer, et pouvant être facilement déconnectés sans problème particulier. Nous conservons de ce fait toute la fiabilité d'un appareillage éprouvé, ainsi que la garantie de son fabricant. Nous pensons que cela vaut la peine d'y sacrifier un peu de la netteté et de l'élégance

...

des solutions retenues ; en particulier le mode de commande de la pompe dans la boucle d'asservissement n'est pas des plus simples, ni des plus directs, mais conserve intégralement l'électronique d'origine. De plus, le mode d'emploi de l'appareillage d'origine est ainsi conservé.

***

II - DESCRIPTION DE L'APPAREILLAGE INITIAL ET TRAVAUX ANTERIEURS

A - L'appareillage existant

Le coeur-poumon artificiel SARNS est composé d'un chariot mobile auquel sont fixés ou reliés (voir figure 1) :

1° Les organes annexes

Ils comprennent :

- un bâti supportant le plateau où repose l'oxygénateur.
- un mât auquel est fixé le panneau de commande de la rotation des disques de l'oxygénateur.
- un autre mât où coulisse un récipient servant à recueillir le sang veineux ; il est muni d'un filtre anti-mousse et sert de capacité tampon ; on y accroche d'autre part les flacons de perfusion.
- un bloc échangeur de chaleur permettant d'obtenir la température désirée pour le sang artériel renvoyé au malade.
- trois blocs-pompes à galets.

2° Les pompes artérielles

Pour des raisons d'hémolyse, ce sont des pompes péristaltiques; en effet, les pompes à galets, qui écrasent un tube souple provoquent moins l'éclatement des globules rouges du sang que tout autre type de pompe. De plus, aucun élément propre à la pompe n'est en contact avec le sang et le débit obtenu est pulsé, d'une manière analogue à celui donné par les battements cardiaques.

Cette pompe à galets est mue par un moteur diphasé dont la phase de commande est alimentée par l'intermédiaire

...

d'un circuit électronique de régulation. Un potentiomètre, agissant sur ce circuit, permet d'obtenir la vitesse de rotation désirée. Il est possible d'inverser le sens de marche et un cadran permet de repérer qualitativement la vitesse de rotation.

Sur les trois blocs-pompes équipant l'appareil, un seul doit effectuer le travail du coeur (pompe artérielle proprement dite). Les deux autres permettent de renvoyer dans le circuit sanguin le sang qui en serait éventuellement sorti (en particulier, le retour des coronaires qui ne se fait pas par les veines caves).

La régulation ne devra donc s'appliquer qu'à une seule de ces pompes.

3° L'oxygénateur à disques :

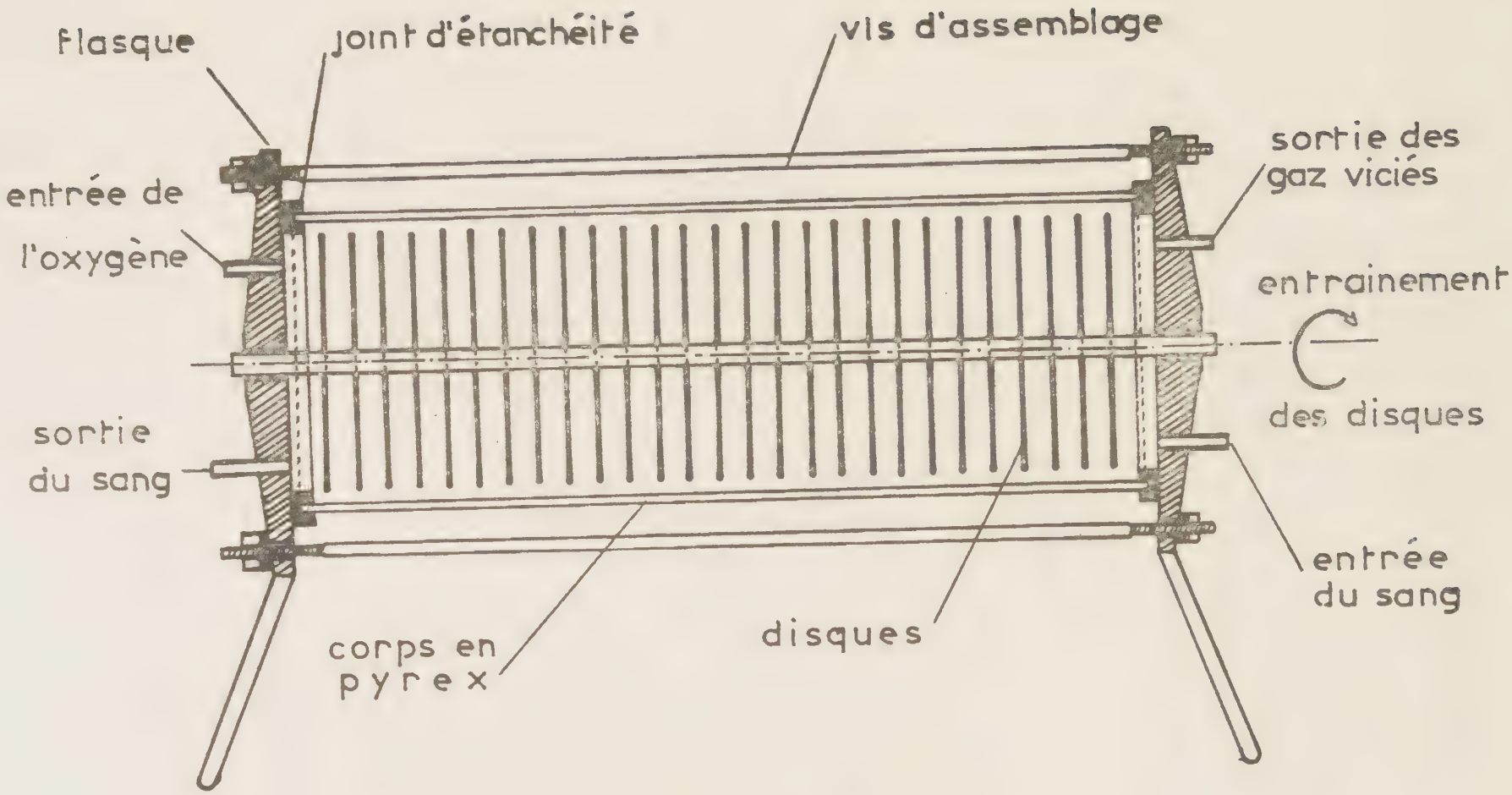
C'est un récipient cylindrique d'axe horizontal, en pyrex siliconé, fermé par deux flasques permettant :

- l'arrivée du sang veineux à une extrémité,
- le départ du sang artériel à l'autre extrémité,
- l'arrivée de l'oxygène et sa sortie après utilisation.

Ces flasques sont munies de deux paliers en téflon sur lesquels tourne un axe. Cet axe est équipé d'un grand nombre de disques siliconés. Il est entraîné par un moteur à courant continu à vitesse variable. Lors du fonctionnement, les disques barbotent dans le sang qui s'écoule dans la partie inférieure de l'oxygénateur ; ils se recouvrent d'une fine pellicule sanguine qui se trouve ainsi léchée par le courant d'oxygène qui traverse la partie supérieure de l'oxygénateur. Le sang se trouve de cette manière réoxygéné.

Initialement, le moteur d'entraînement des disques était fixé directement sur l'oxygénateur ; le mauvais alignement des axes faisait apparaître des à-coups importants. Aussi avons-nous modifié ce système : le moteur a été rendu solidaire d'un

...



OXYGENATEUR A DISQUES

FIG. 2

des mâts, et le mouvement transmis par l'intermédiaire d'un flexible, ce qui évite de retransmettre toutes les vibrations du moteur à l'oxygénateur.

Il existe un autre type d'oxygénateur : l'oxygénateur à sac. Nous ne nous sommes pas penchés particulièrement sur ce type d'oxygénateur, mais le matériel mis au point pour la pesée du modèle à disques peut facilement être extrapolé et appliqué à l'oxygénateur à sac.

B - Travaux antérieurs

1° Généralités

Il convient de remarquer que le sujet étudié est fort étroit et très spécialisé. D'une manière générale, les travaux effectués l'ont été par des firmes construisant des oxygénateurs ou des appareillages médicaux proches. Les résultats de leurs recherches n'ont donc pas toujours été rendus publics en raison des impératifs dûs à la concurrence.

De ce fait, il nous a été difficile d'obtenir toutes les documentations désirées et il est possible que nous n'ayons pas eu connaissance de certains travaux qui ne furent pas publiés.

D'autre part, nous n'avons retenu que les systèmes assez récents et valables pour que nous puissions envisager d'en tirer profit.

2° "Pompe extracorporelle à temps et volume commandés" (bibliographie /1/)

Cette étude réalisée par J. HINGLAIS, F. D'OLEON, J.L. CHEVRIER et C. DUBOST, en collaboration avec le C.N.R.S. et l'Electronique MARCEL DASSAULT, porte principalement sur une pompe extracorporelle du type à piston. La majeure partie de ce travail ne correspond pas exactement à notre problème. Néanmoins, le choix des divers paramètres - guides utilisés dans leur unité de commande asservie peut être utile pour notre régulation.

...

Le déplacement du piston est asservi en vitesse et en position par :

a) Une génératrice tachymétrique dont la sortie est reliée à l'amplificateur commandant le moteur par un comparateur.

b) Un potentiomètre de contrôle de la position du piston relié à l'entrée de la boucle par un autre comparateur.

Le problème de la régulation de la masse sanguine extra-corporelle n'est pas abordé dans cette étude.

3° "Asservissement d'une pompe d'assistance cardio-circulatoire" (bibliographie /2/)

Réalisée par le Centre d'Etude des Techniques Chirurgicales (P. PERONNEAU, J. HINGLAIS) et l'Electronique MARCEL DASSAULT (J. AMBLARD), cette étude reprend et précise les paramètres de l'asservissement de la pompe précédente.

Il est considéré que l'asservissement du fonctionnement d'un coeur auxiliaire est nécessaire :

a) pour garantir la sécurité,
b) pour assurer l'adaptation automatique selon les variations de la condition circulatoire,
c) pour obtenir automatiquement l'assistance optimale.

Les paramètres-guides étudiés furent :

a) la pression moyenne de l'oreillette gauche,
b) le diamètre auriculaire gauche,
c) le débit artériel pulmonaire,
d) le diamètre ventriculaire gauche,
e) le poids de l'oxygénateur.

Le seul de ces paramètres qui nous soit accessible est le poids de l'oxygénateur. Il s'agit, dans ce cas particulier, d'un oxygénateur à sac plastique dont la pesée est beaucoup plus

...

simple que pour l'oxygénateur à disques : son poids est beaucoup moins élevé et il n'y a pas de vibrations. Cette pesée a été réalisée grâce à un dynamomètre à jauge de traction. Malgré certaines modalités de détection du signal, rendues nécessaires pour éliminer les oscillations parasites, la mesure n'a été obtenue qu'à ± 30 grammes près.

Ce paramètre a été ensuite utilisé pour la commande du débit de la pompe.

De plus, la réduction de la constante de temps de l'ensemble a nécessité l'emploi d'un paramètre-guide complémentaire : le débit sanguin à l'entrée de l'oxygénateur (délivré par un débitmètre ultrasonore).

Le problème qui nous est soumis n'a donc pas été résolu par cette étude.

4° "Shunts cardio-pulmonaires chez les enfants" (bibliographie /3/)

Cette publication de WILLIAM PIERCE, à Philadelphie (U.S.A.) est principalement orientée vers la technique chirurgicale.

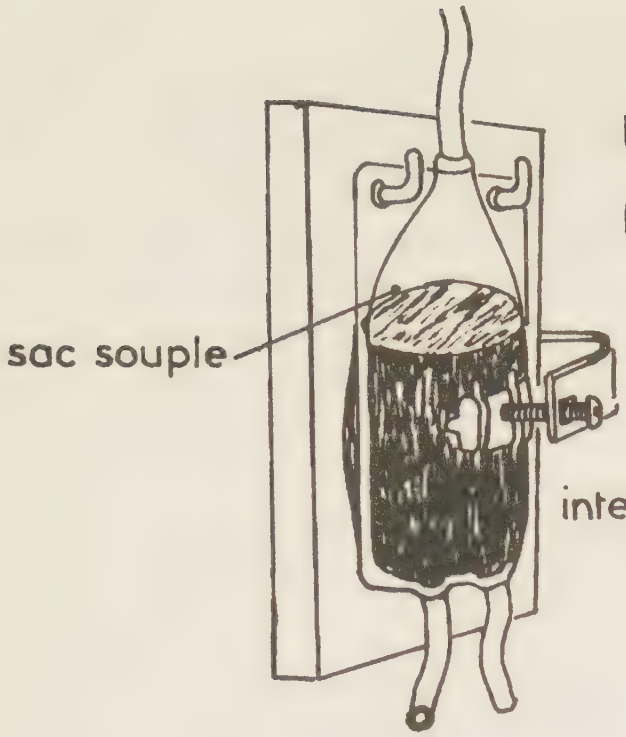
On y relève cependant quelques points intéressants. En particulier, on note l'utilisation d'un débitmètre électromagnétique permettant d'utiliser le débit artériel comme paramètre de commande de la pompe.

5° "Régulation d'une pompe sanguine extracorporelle" (bibliographie /4/) par LEWIS, HORWITZ et NAINES, New-York (U.S.A.)

Il s'agit ici d'un système simple d'asservissement par tout ou rien, sans possibilité de pesée. Trois montages ont été

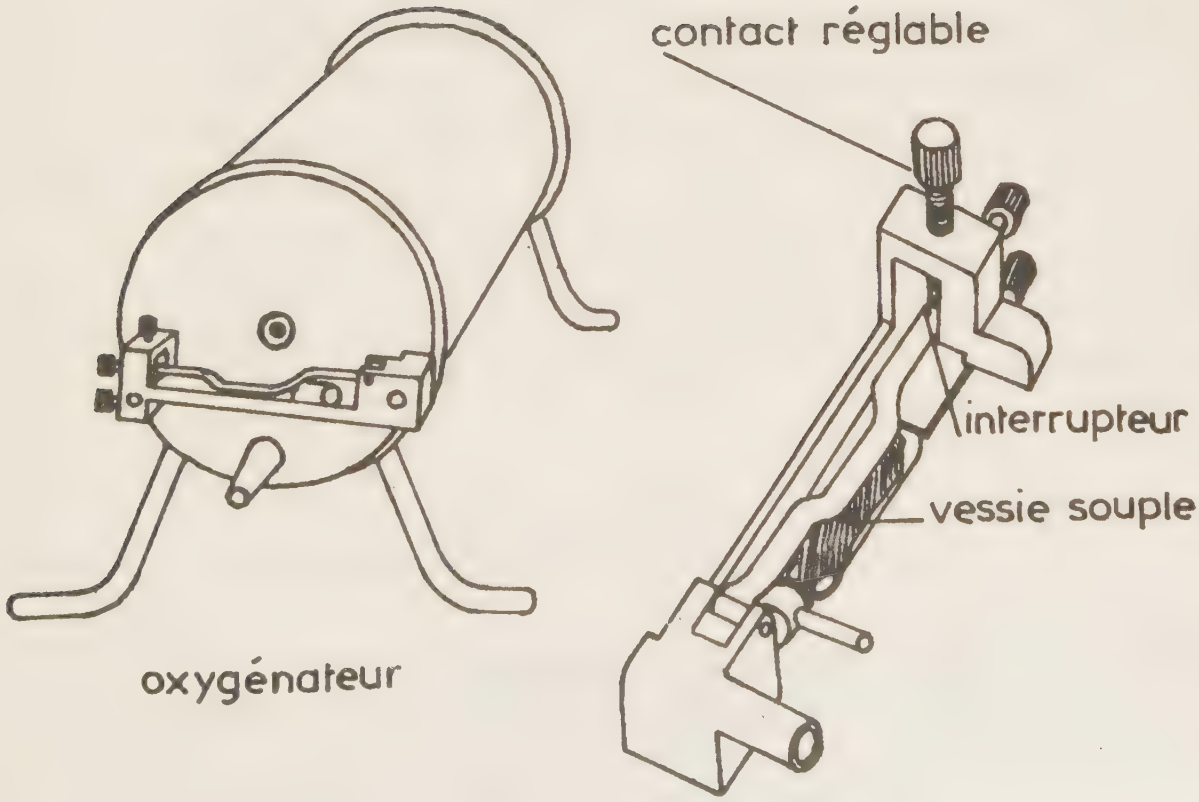
...

FIG. 3



DISPOSITIF DE REGULATION DE LEWIS, HORWITZ ET NAINES

FIG. 4



réalisés :

a) Le réservoir sanguin formant capacité-tampon avant l'oxygénateur est dans ce premier cas constitué par un sac en plastique souple suspendu (voir figure 3). Une électrode plate est fixée en son centre face à une deuxième électrode en pointe. La distance inter-électrodes est réglable. En cas d'excès de sang, le contact se ferme et la pompe artérielle est mise en marche ; ce qui a pour effet de vider le sac, donc d'interrompre le contact et d'arrêter la pompe.

Bien entendu, ce dispositif peu évolué a certainement été d'une efficacité relative. Aussi un autre modèle a-t-il été réalisé.

b) Sur l'oxygénateur à disques, semblable à celui dont nous disposons, a été fixé, à la partie inférieure d'un flasque, une petite vessie en caoutchouc placée dans un support et surmontée d'une lame commandant un interrupteur (figure 4).

Cette vessie emplie de sang est mise en communication avec le sang contenu dans l'oxygénateur. Une variation de quantité de sang dans ce dernier entraîne une variation de pression et un gonflement de la vessie, ce qui ferme l'interrupteur : la pompe vide alors l'oxygénateur jusqu'à ouverture du circuit.

c) Dans un troisième type de détecteur, la vessie est immergée dans une solution saline. La surface libre de cette solution se déplace dans un tube vertical de faible section, muni d'une électrode provoquant l'ouverture ou la fermeture du circuit (figure 5).

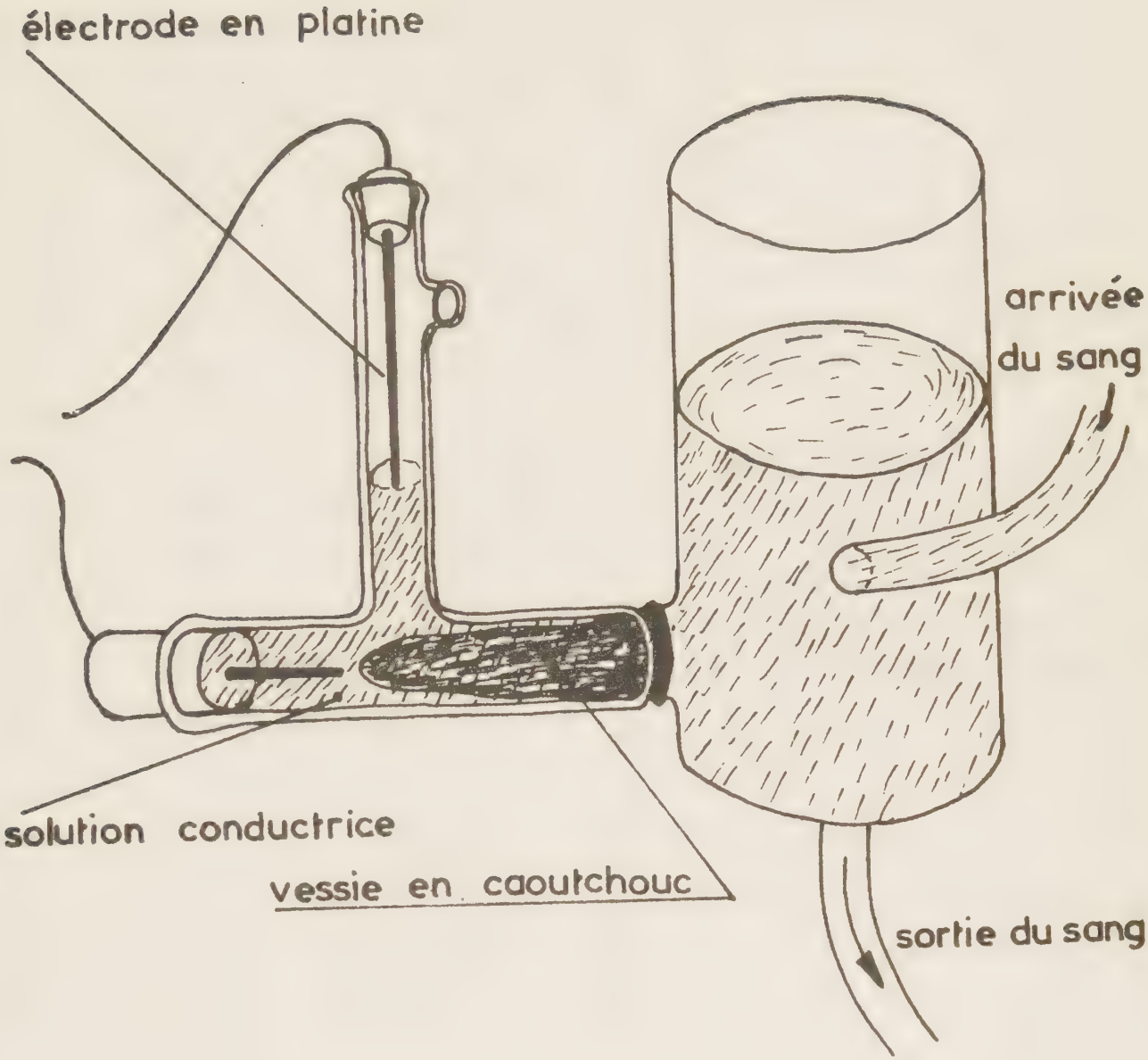
Dans tous ces cas, il convient de remarquer que la pompe ne fonctionne pas d'une manière continue.

6° "Expérience clinique d'un oxygénateur à disques muni d'une régulation de niveau sanguin" (bibliographie [5]) par BJORK, INTONTI et NORLANDER, Stockholm (Suède)

Dans cette étude, les auteurs ont utilisé un ensemble

...

FIG. 5



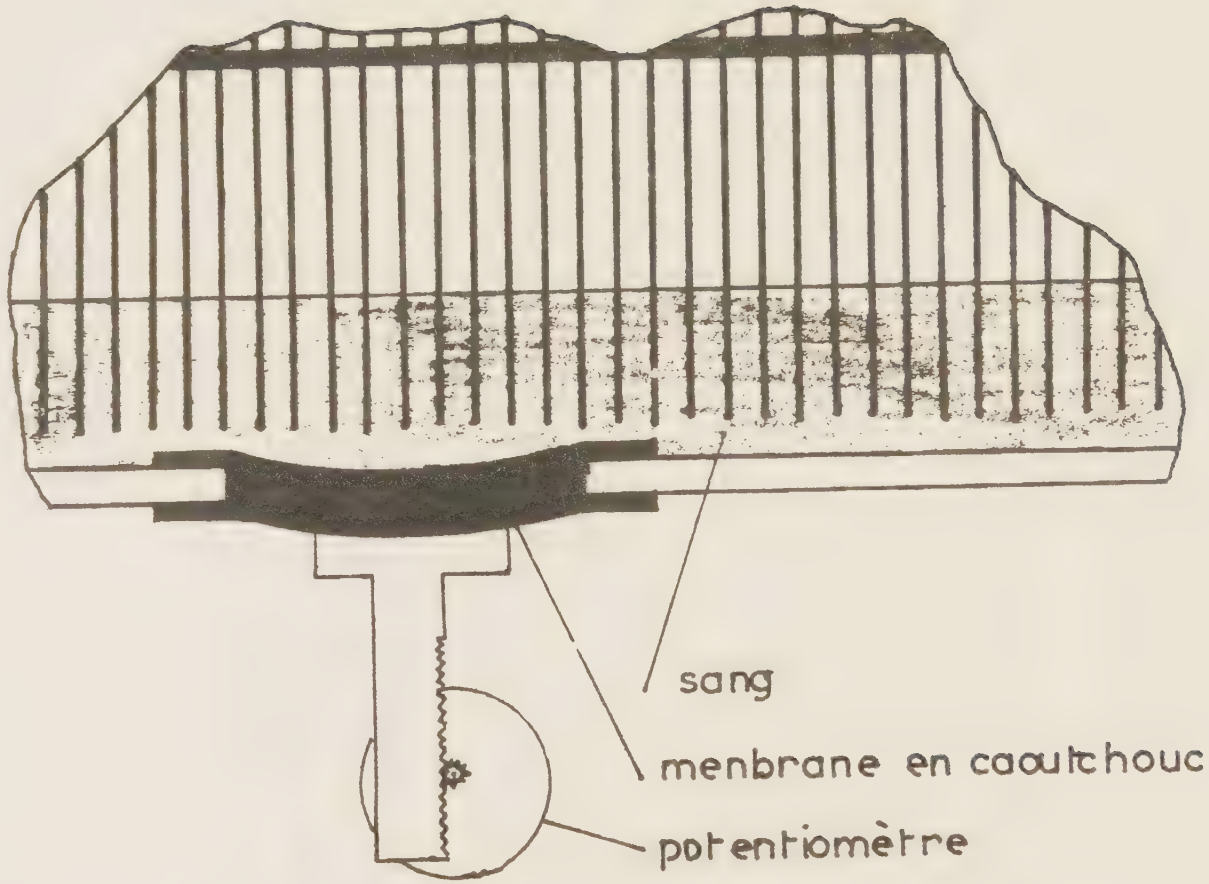
3ème TYPE DE CAPTEUR SELON LEWIS
HORWITZ ET NAINES

coeur-poumon artificiel A.G.A., très proche de l'appareil dont nous disposons. Ils ont muni l'oxygénateur à disques d'un dispositif de régulation agissant sur la pompe artérielle, mais ne permettant pas une véritable pesée. Il est néanmoins assez valable puisqu'il permet une variation continue de la vitesse de rotation de la pompe artérielle. Ce dispositif consiste (voir figure 6) en une membrane en caoutchouc de quelques centimètres de diamètre obturant un trou pratiqué au fond de l'oxygénateur. La variation de la quantité de sang se traduit par une variation de pression entraînant une déformation de la membrane. Cette déformation est transmise par un système mécanique jusqu'à un potentiomètre agissant sur la vitesse de rotation de la pompe.

C'est le système le plus évolué de tous ceux dont nous avons eu connaissance. Les auteurs assurent avoir régulé le niveau du sang à ± 2 millimètres près.

Ceci correspond à une variation de masse de près de 100 grammes, aussi doit-on considérer ses performances comme insuffisantes.

***



CAPTEUR DE L'ASSERVISSEMENT DE V.O. BJÖRK

FIG. 6

III - LES DIVERSES VOIES DE RECHERCHE

1° Utilisation du niveau du sang dans l'oxygénateur

a) Le repérage optique du niveau de remplissage de l'appareil est la solution a priori la plus immédiate et la plus simple. Elle correspond en fait à la méthode empirique employée jusqu'à présent par les utilisateurs du système : le niveau est repéré lors de la mise en route, et la tâche de l'opérateur consiste ensuite à maintenir ce niveau constant en modifiant à la demande le débit de la pompe péristaltique.

b) Un appareillage automatique pourrait être simplement dérivé de ce mode d'utilisation : grâce à l'installation d'une cellule photo-électrique et de la source lumineuse correspondante, de part et d'autre de l'oxygénateur et à la hauteur du niveau sanguin initial, on obtient une régulation par tout ou rien du volume de sang contenu dans l'appareil, selon que ce sang coupe ou non le faisceau lumineux frappant la cellule.

c) Des perturbations indépendantes de la masse sanguine à réguler sont décelées par l'observation de l'oxygénateur en fonctionnement. Il en résulte qu'un tel procédé donnerait des résultats beaucoup trop grossiers pour être utilisés. En effet :

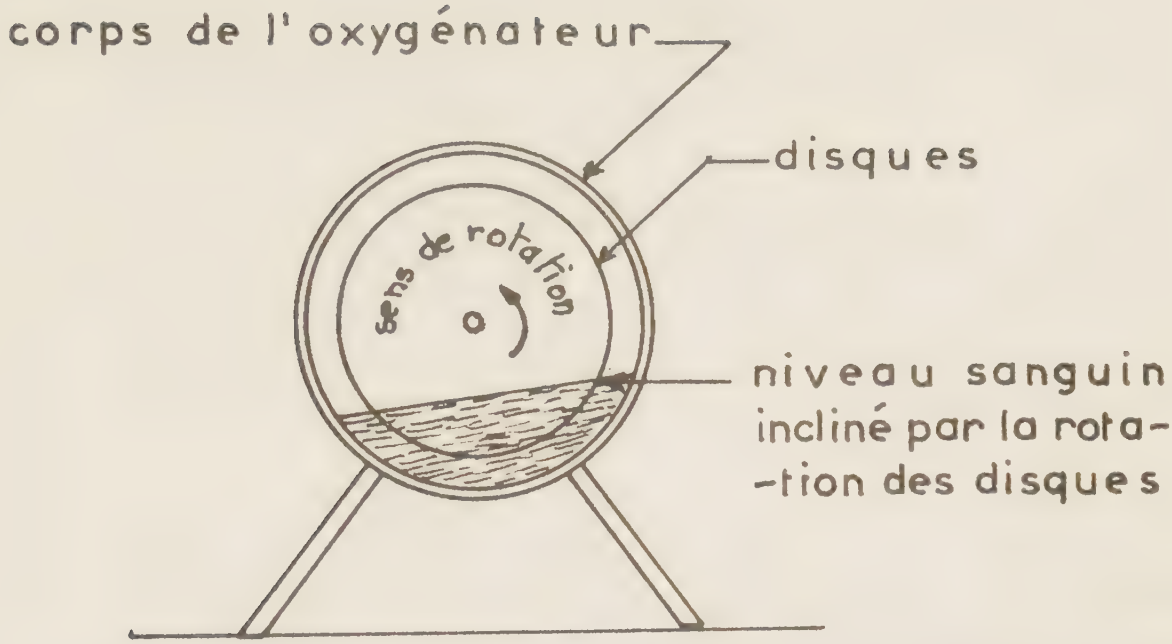
- Vu la forme cylindrique de l'oxygénateur, la surface libre du sang est très importante, dans l'absolu d'une part, et par rapport à son volume d'autre part. A une variation de niveau de 1 mm, valeur déjà très faible, correspond une variation de masse d'environ 60 grammes, ce qui est trop.

- Malgré la présence d'un filtre anti-mousse, il peut se former parfois, surtout pour les gros débits et les vitesses importantes de rotation des disques, une mousse opaque qui perturberait considérablement le fonctionnement de la cellule.

- Lors du fonctionnement, l'écoulement du sang dans l'appareil est perturbé par la présence des nombreux disques (fig.7

...

FIG. 7



EFFETS PARASITES AFFECTANT LE NIVEAU DU SANG DANS L'OXYGENATEUR

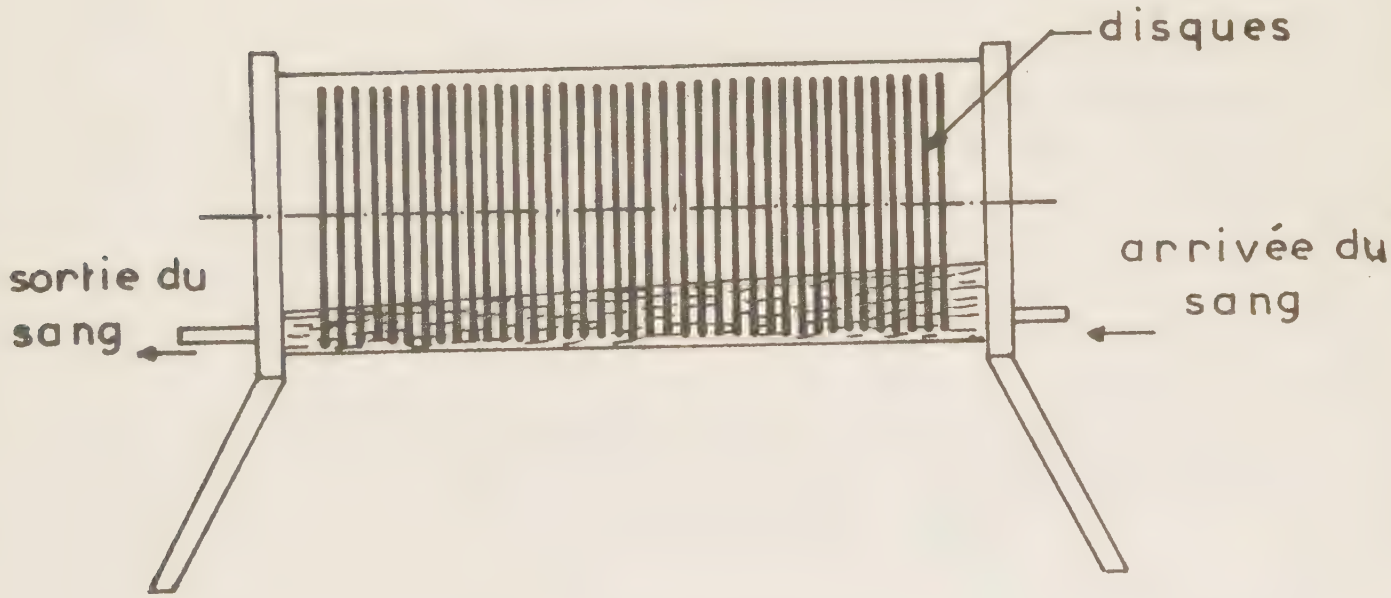


FIG. 8

Il s'ensuit, surtout aux débits importants, une grosse différence de niveau entre les différents points de l'oxygénateur. De plus, la présence des disques ne permet d'utiliser les cellules qu'aux extrémités de l'appareil, lieux où le régime permanent est le moins bien établi.

- Un autre phénomène perturbant est dû à la rotation des disques : ces derniers ont tendance à entrainer le sang avec eux, ce qui fait que le niveau du sang n'est pas non plus horizontal dans le sens transversal. Ce phénomène est, bien sûr, fonction de la vitesse de rotation des disques (fig.8).

d) Toutes ces raisons nous ont conduit à ne pas poursuivre nos travaux dans cette voie. Il est bon de noter que nous n'avons trouvé aucune documentation sur un dispositif fonctionnant selon ce principe lors de nos recherches bibliographiques. De plus, le Professeur FRISCH nous a informé d'échecs rencontrés par des industriels cherchant à utiliser ce moyen pour résoudre des problèmes similaires.

2° Mesures par intégration du débit

Il est possible de connaître la variation de la quantité de sang contenue dans l'oxygénateur en mesurant le volume admis à l'entrée pendant une durée donnée et en lui retranchant le volume débité à la sortie de l'appareil pendant la même durée. Mais il se trouve que, compte tenu de l'important débit sanguin (de 2 à 5 litres par minute), et de la longue durée de fonctionnement (3 à 4 heures), comme les erreurs s'ajoutent au cours du temps, la précision que l'on peut espérer d'un tel système devient très rapidement insuffisante, même en utilisant les volucompteurs les plus précis (le système n'est utilisable que quelques minutes).

Cela corroborant les observations de L.S. SMIRNOV (bibliographie /6/), nous avons renoncé à cette voie de recherche.

...

3° Utilisation de la pression hydrostatique sanguine

L'utilisation d'un capteur de pression immergé dans le sang à l'intérieur de l'oxygénateur doit permettre de déceler une variation du niveau.

On peut penser à priori qué l'on va retrouver les mêmes causes d'échec que pour la mesure directe du niveau. En fait, le problème de la mousse ne nous gêne plus, la précision pour une mesure de pression peut être bien meilleure que pour l'évaluation d'un niveau peu stable (la grande surface libre par rapport au volume nous gênant moins).

De plus, on peut annuler les erreurs causées par les niveaux non horizontaux en disposant plusieurs capteurs et en effectuant une moyenne de leurs indications.

Par contre, d'autres effets parasites interviennent. Il s'agit tout d'abord de la pression qui règne au dessus du sang : on admet en effet, sous pression, un mélange d'oxygène et de gaz carbonique dont la composition, le débit, et donc, finalement, la pression, sont susceptibles de varier, ce qui fausse les indications des capteurs.

D'autre part, la température du sang varie au cours de l'opération (on déclanche alors une hypothermie réduisant la consommation d'oxygène du malade et favorisant l'arrêt des battements cardiaques). Ceci condamne l'emploi de certains capteurs de pression certes originaux, mais par trop sensibles aux écarts de température (transistors " Pitran " par exemple). De plus, les nécessités de la stérilisation et le contact du sang avec tout ce que cela comporte comme contraintes (encrassement, corrosion, etc...), rendent très difficile l'emploi de nombre de capteurs classiques (membranes, soufflets, capsules..).

Il semble donc qu'il n'existe pas de capteurs de pression vraiment adaptés à ces besoins. D'autre part, leur installation nécessiterait une modification importante de l'oxygénateur, pièce coûteuse et de très faible diffusion.

...

C'est en contradiction avec l'esprit qui a présidé ce travail : le moins possible de modifications au système initial.

Tout ceci fait que nous n'avons pas non plus utilisé cette voie.

4° Méthode utilisant la pesée

C'est la méthode la plus valable. Elle peut se présenter sous plusieurs formes.

a) Pesée directe par balance

Les balances automatiques les plus précises actuellement sur le marché ont des performances limites correspondant à celles requises : les dix grammes correspondent à une demi-division. Mais il est certain que les vibrations émises par l'appareil vont perturber cette lecture. Il faut donc - et cela est de plus indispensable afin de pouvoir réaliser facilement l'asservissement -, obtenir l'information sous forme électrique. Ceci nécessite l'emploi d'un bloc codeur-décodeur, suivi d'un montage éliminant les vibrations parasites.

L'appareillage peut être réalisé industriellement suivant cette voie, en adaptant un matériel déjà existant (nous avons pris contact avec les fabricants de bascules S.C.O.). Ce procédé est très coûteux : plus de 70.000 F.

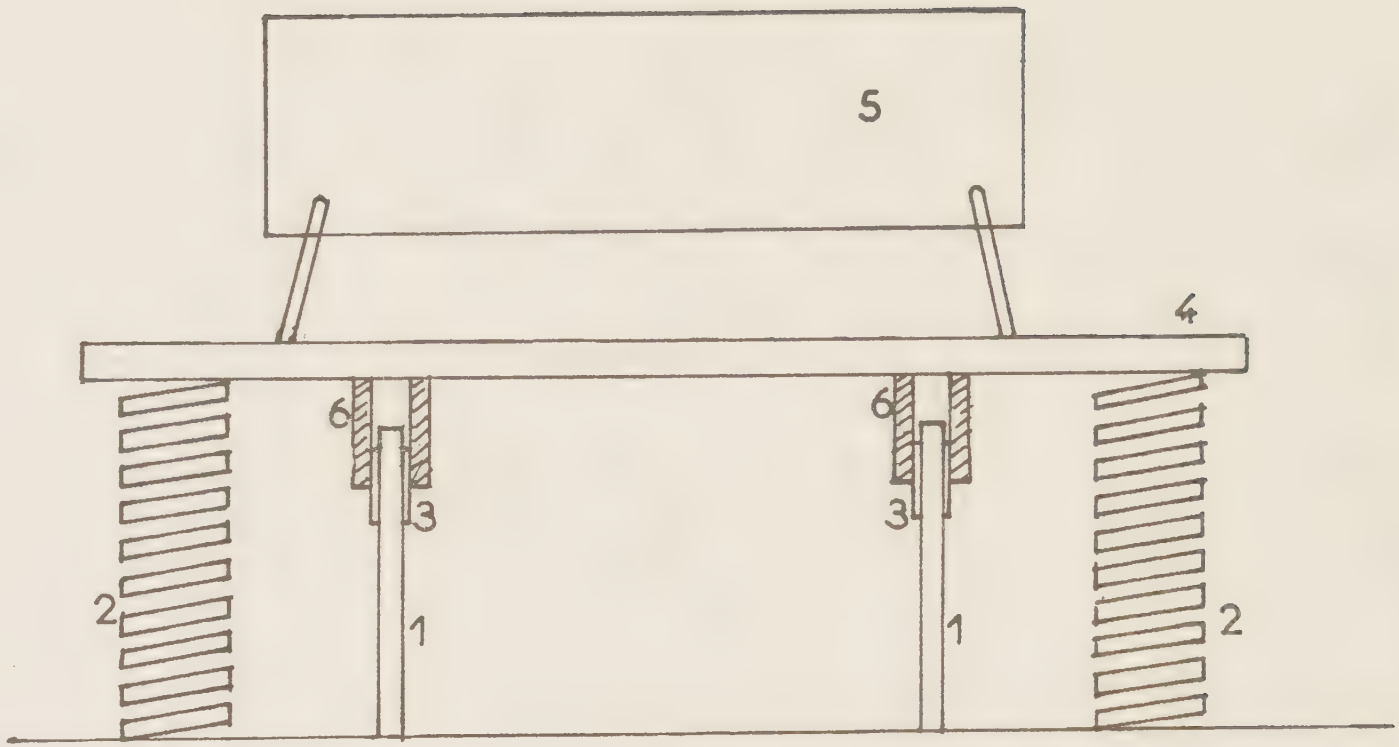
Nous n'avons pas envisagé d'utiliser un tel montage, car la réalisation de balances nécessite de la main d'oeuvre et de l'outillage très spécialisés, la réalisation d'un système déjà existant présente peu d'intérêt dans une recherche.

b) Utilisation de capteurs de déplacement

Dans une telle méthode, il nous faut transformer les variations de poids en un déplacement proportionnel à cette variation.

Nous avons étudié trois types de montage permettant cette transformation ; nous avons aussi utilisé deux types de

....



1 guides
2 ressorts
3 douilles à billes
4 plateau
5 oxygénateur
6 fixation des douilles

PREMIERE SUSPENSION

AVEC RESSORTS EN COMPRESSION

FIG. 9

capteur de déplacement.

1 Les montages

a - Nous avons d'abord réalisé un plateau monté sur quatre ressorts spéciaux, travaillant en compression. Leur diamètre intérieur est de 30 millimètres, assez grand pour améliorer la stabilité de l'ensemble. Le pas et le diamètre du fil sont déterminés par la limite élastique de ce dernier. La raideur, valant 10.000 Newton/mètre a été déterminée pour obtenir un signal de un millivolt en sortie de capteur, pour une variation de poids de dix grammes.

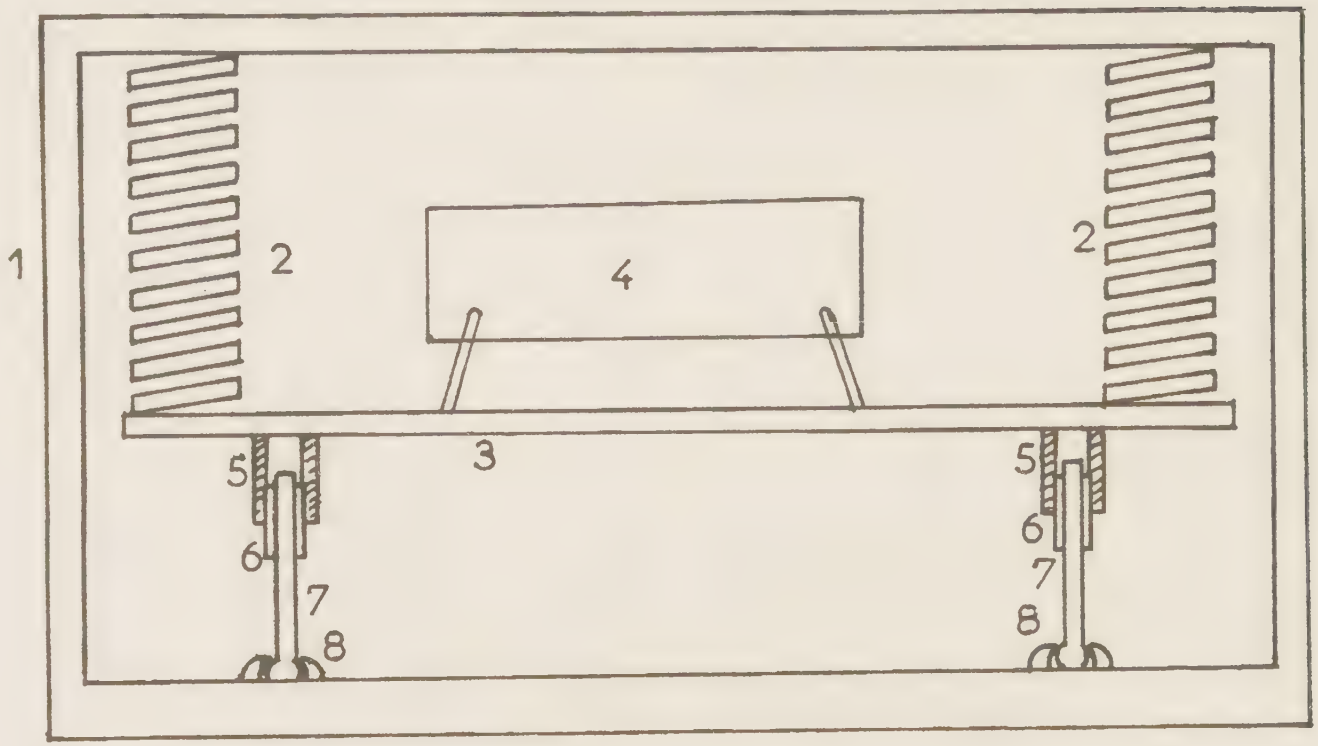
Ce système n'a pas donné satisfaction en raison de sa mauvaise stabilité dans le plan horizontal, pour des charges supérieures à vingt kilogrammes. Nous l'avons donc complété par des guides verticaux coulissant dans des douilles à billes (fig. 9).

La stabilité est alors très bonne, mais une surcharge irrégulièrement répartie entraîne une inclinaison des guides, qui ont tendance à se coincer légèrement à l'intérieur des douilles à billes. Ceci fait qu'à ce moment la sensibilité n'est plus suffisante, en raison de l'introduction de frottements secs : dans certains cas, une variation de masse de 30 grammes ne produisait pas de vairation de longueur des ressorts.

b - Aussi avons nous réalisé un deuxième montage, utilisant d'autres ressorts, de même raideur, travaillant cette fois à la traction. Il a été possible de les faire réaliser avec une précontrainte de 50 Newtons. Ceci permet, outre un encombrement extrèmement réduit, de s'affranchir du déplacement correspondant au poids mort minimal (poids à vide du plus petit oxygénateur). Nous avons obtenu une assez bonne stabilité ; toutefois il existait encore des déplacements latéraux qui entraînaient un mouvement similaire des noyaux des capteurs de déplacement, ce qui ne peut que nuire à leur bon fonctionnement.

....

1 bâti-support 2 ressorts 3 plateau 4 oxygénateur



5 supports de douilles 6 douilles à billes 7 guides 8 rotules

SUSPENSION AVEC RESSORTS DE TRACTION

FIG. 10

Nous avons complété le système par une douille à billes et un guide vertical, ce dernier étant monté à sa partie supérieure sur une rotule afin d'éviter le blocage du guide dans la douille (fig. 10).

Ce montage s'est avéré être un compromis assez valable : on n'obtenait certes plus le pouvoir de résolution infini du ressort, mais les frottements secs introduits se limitaient à une valeur allant de cinq à sept grammes-force.

Néanmoins, ces deux types de montages ont deux défauts notoires :

- une forte propension à entrer en vibration d'assez grande amplitude, ce qui nécessite l'emploi d'amortisseurs fonctionnant dans de mauvaises conditions, donc l'introduction de nouveaux frottements secs (l'utilisation d'un freinage par courant de Foucault s'est avéré à l'expérience insuffisante, en raison de la masse importante et de la très faible amplitude que l'on doit obtenir avec l'amortissement).

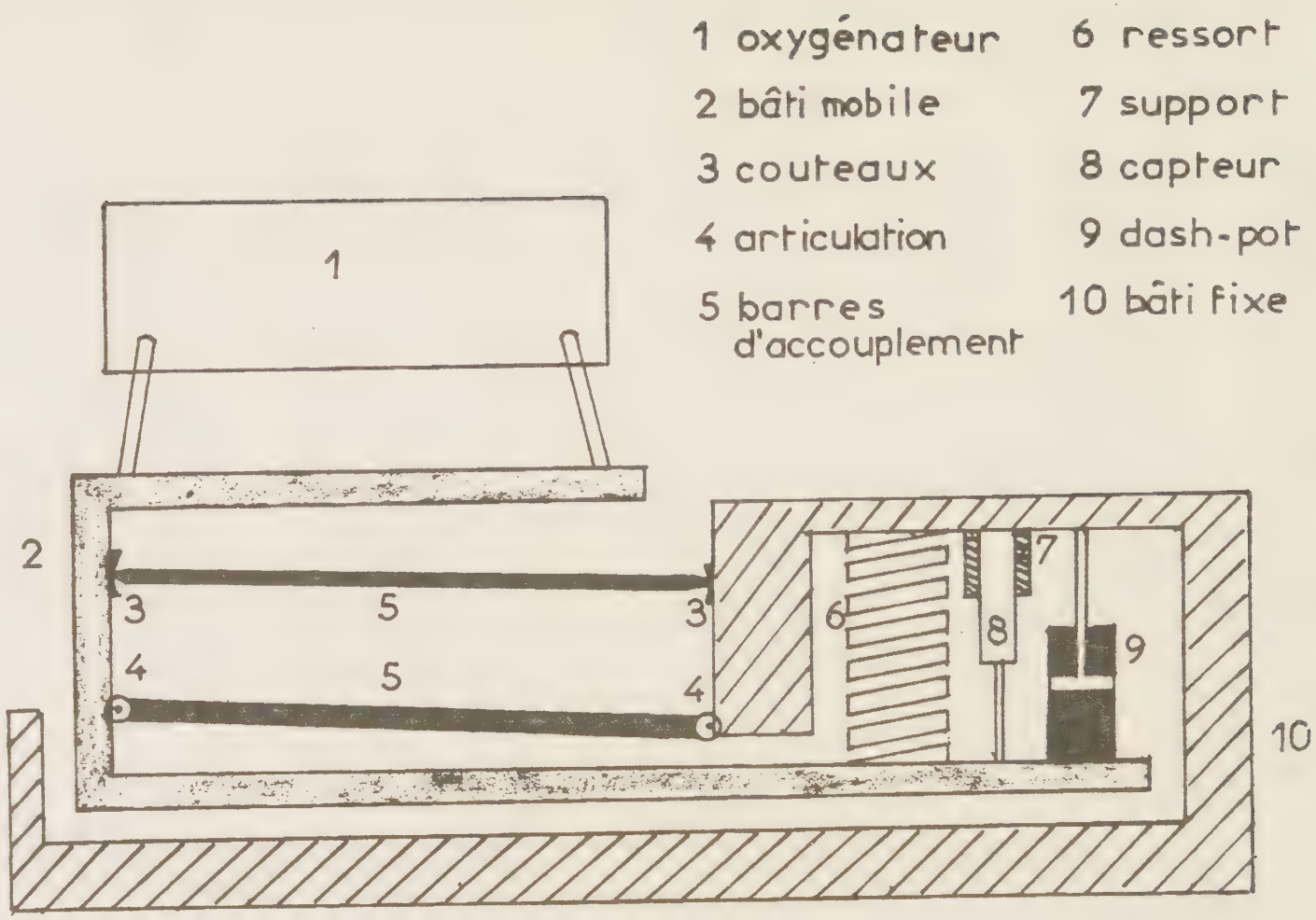
- la nécessité d'employer quatre capteurs, un par ressort, car la variation de charge peut survenir en un point quelconque du plateau.

c - Pour minimiser ces deux défauts, nous avons réalisé un troisième montage. Afin de n'utiliser qu'un seul capteur, il nous fallait un guidage précis du plateau, sans possibilité de mouvements latéraux ni d'inclinaison. Ce montage à un seul degré de liberté a été obtenu à partir d'un plateau de balance automatique.

La variation de poids est transformée, à l'aide d'un système de parallèlogrammes, en un déplacement rectiligne, qui est transmis à un seul capteur de déplacement. Le poids de l'appareil est contrebalancé par un ressort, et un amortisseur hydraulique complète l'ensemble (fig. 11).

Ce système, équipé des deux sortes de capteurs, s'est révélé acceptable en tous points. Les frottements sont négligeables, l'ensemble est très stable et la précision demandée est facilement obtenue.

...



SCHEMA DU MONTAGE DEFINITIF

FIG. 11

2 Les capteurs de déplacement :

Chacun des trois montages ci-dessus peut être équipé soit de capteurs de déplacement inductif, soit de capteurs de déplacement à transformateur différentiel.

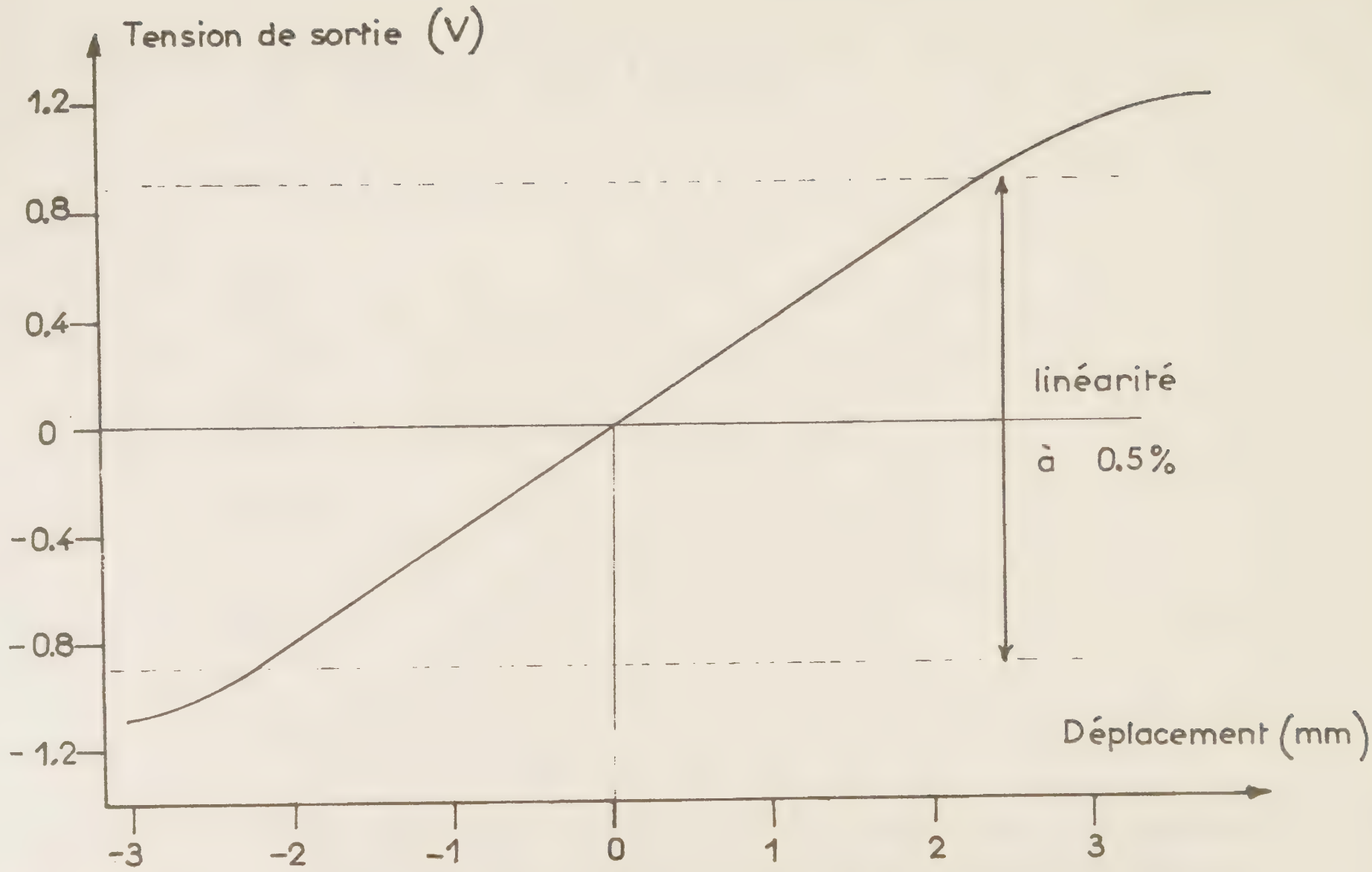
a - le capteur de déplacement inductif dont nous disposions était un capteur PHILIPS de type PR 9314/02, utilisé en association avec le pont de mesure à onde porteuse PHILIPS de type PR 9307 dont nous disposions.

Le capteur de déplacement inductif est basé sur le principe du changement du coefficient de mutuelle inductance entre deux bobines, par suite du déplacement d'un noyau ferromagnétique. La course utile est de ± 2 millimètres, et la sensibilité nominale est de 80 millivolt par volt d'alimentation (12 volts maximum) et pour un déplacement de deux millimètres. Nous obtenons donc un signal assez élevé : en admettant par exemple une amplitude de variation pour la masse de ± 1 kilogramme, nous obtenons un signal de près de 1 millivolt par gramme.

La figure 12 donne la tension de sortie en fonction du déplacement. La courbe du signal de sortie en fonction de la tension d'alimentation (fig. 13) nous permet de constater la proportionalité de ces deux grandeurs, à noyau fixe, bien sûr. L'alimentation devra donc être suffisamment bien stabilisée pour ne pas introduire d'erreurs notables.

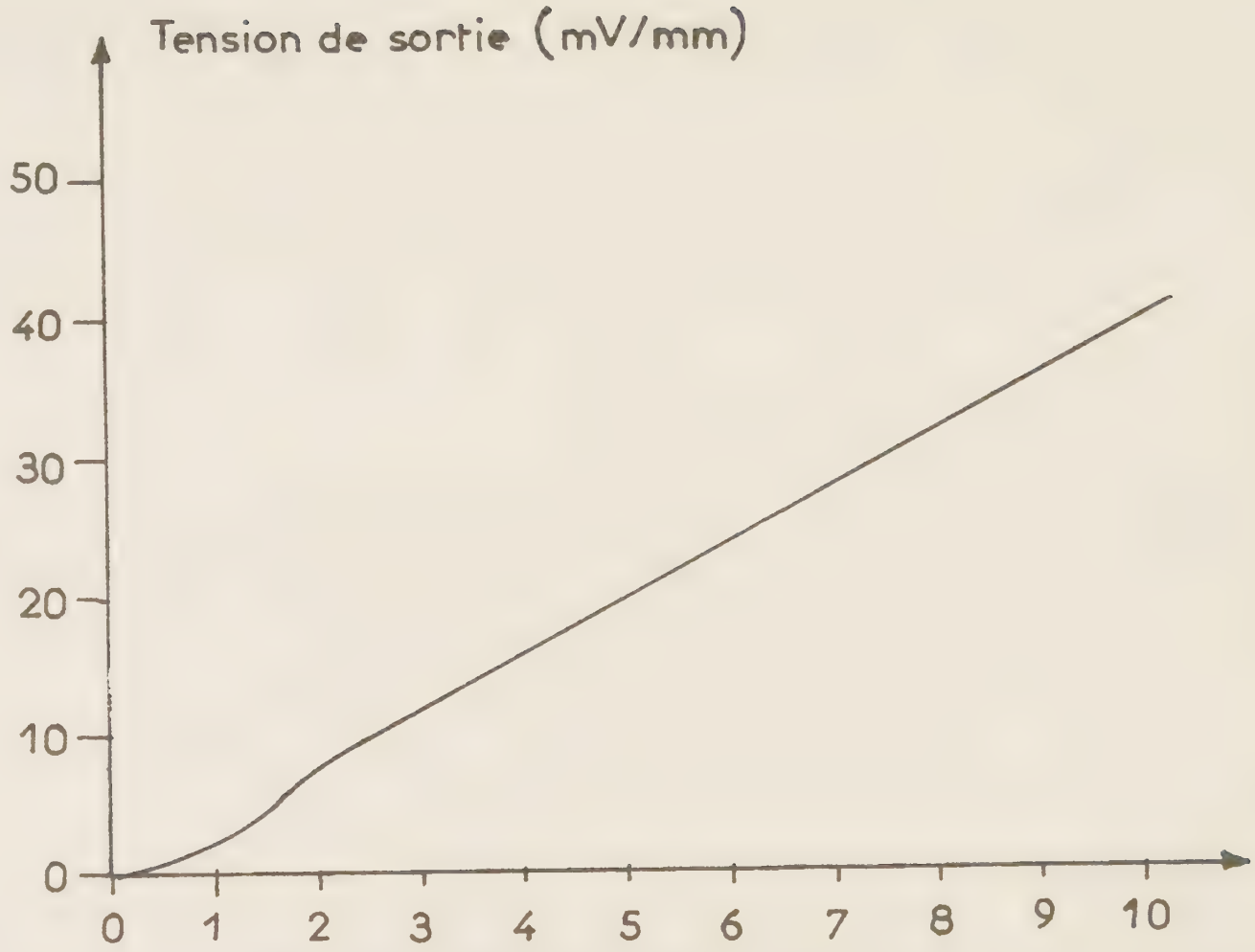
La courbe de la tension de sortie en fonction de la température, toujours à noyau fixe, donnée par la figure 14, indique une bonne constance du signal. Néanmoins, il faut signaler que la température a pour effet, lors d'un montage réel, de faire varier par dilatation la longueur de la tige support du noyau, donc éventuellement d'occasionner un léger déplacement de ce dernier, et donc une variation de signal.

Ce type de capteur présente un défaut : le mauvais guidage du noyau. Pour une position identique de la tige porte noyau on obtient, selon la répartition du jeu latéral, des indications pouvant différer les unes des autres d'une valeur



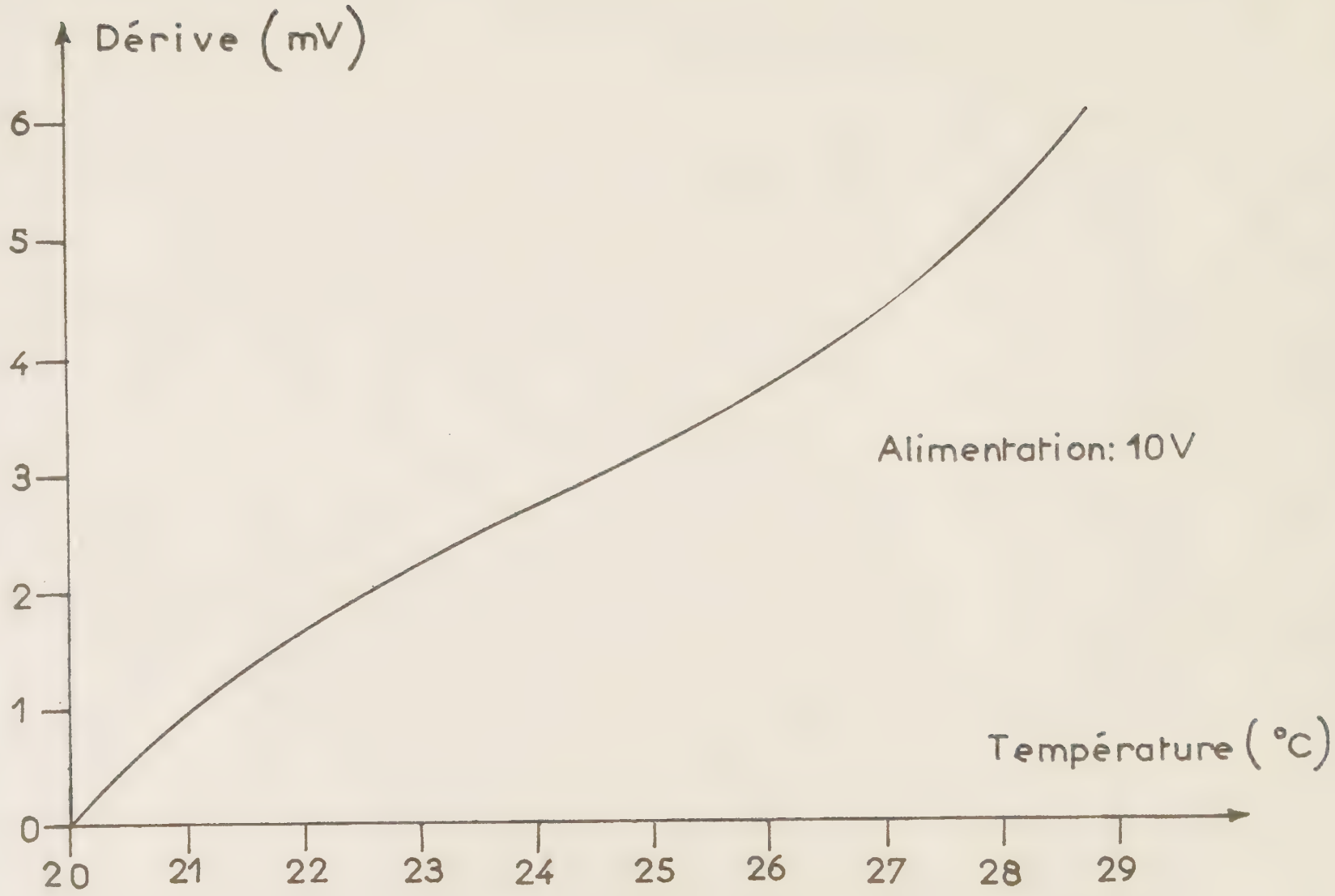
TENSION DE SORTIE EN FONCTION DU DEPLACEMENT DU CAPTEUR DE DEPLACEMENT INDUCTIF

FIG. 12



TENSION DE SORTIE DU CAPTEUR DE DEPLACEMENT INDUCTIF EN FONCTION DE LA TENSION D'ALIMENTATION

FIG. 13



DERIVE EN TEMPERATURE DU CAPTEUR DE DEPLACEMENT INDUCTIF

FIG. 14

correspondant à 8 microns de déplacement axial, c'est à dire aussi à une variation fictive de masse qui dans notre cas est de quatre grammes.

On peut donc dire que ce capteur de déplacement inductif a un fonctionnement très correct et est parfaitement suffisant pour l'utilisation envisagée. Son principal défaut réside en la nécessité de l'employer avec un pont d'extensométrie à fréquence porteuse et ceci augmente le coût et la complexité de l'appareillage.

b - le capteur de déplacement à transformateur différentiel : un tel appareil est constitué par trois bobinages, les deux extrêmes étant identiques. Ils sont coaxiaux et équidistants. L'enroulement médian est alimenté en courant alternatif de fréquence convenable. Grâce à l'action d'un noyau ferro-magnétique mobile selon l'axe des bobinages, deux tensions, proportionnelles aux mutuelles inductances ainsi déterminées par ce noyau, appraissent aux bornes des deux enroulements extrêmes. Ces deux tensions sont mises en opposition, et on obtient ainsi un signal de même fréquence que la tension initiale, d'amplitude proportionnelle à l'écart entre la position du noyau et la position médiane correspondant à l'égalité des deux coefficients de mutuelles inductions, et en phase ou en opposition de phase par rapport à la tension initiale selon que le noyau est décalé dans un sens ou dans un autre par rapport à la position médiane.

Ce principe de base est complété dans notre cas par des circuits électroniques inclus dans le corps du capteur et faisant fonction :

- d'une part d'oscillateur.
- d'autre part de démodulateur.

Dans le cas du "CADI 30" de IFELEC, que nous avons utilisé, le fonctionnement du capteur est assuré par une simple alimentation en courant continu de 8 à 10 volts, et la sortie est une tension continue proportionnelle au déplacement et de polarité correspondant au sens de ce déplacement.

...

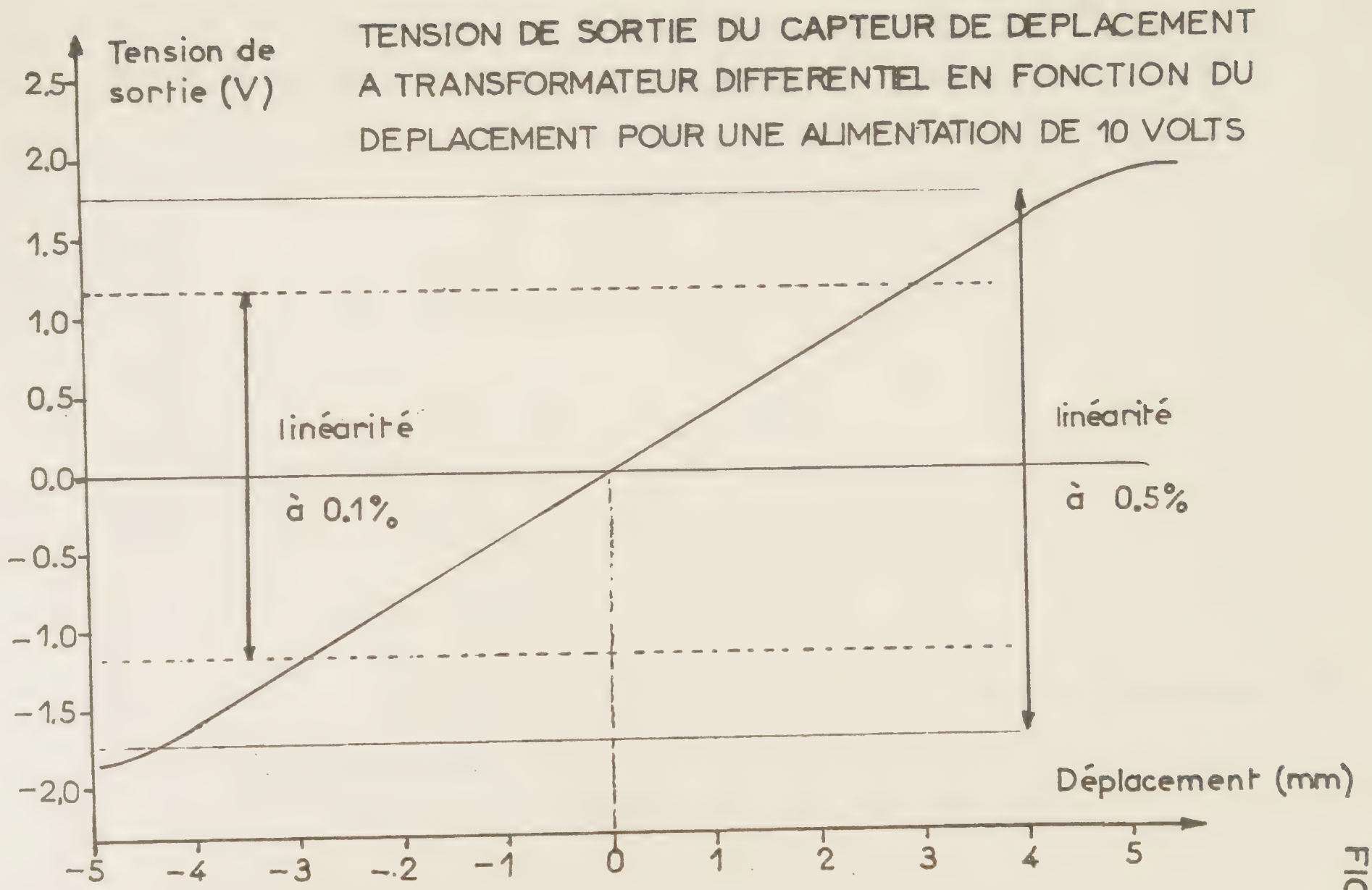

TENSION DE SORTIE DU CAPTEUR DE DEPLACEMENT
A TRANSFORMATEUR DIFFERENTIEL EN FONCTION DU
DEPLACEMENT POUR UNE ALIMENTATION DE 10 VOLTS
Tension de sortie (V)
2.5
2.0
1.5
1.0
0.5
0.0
-0.5
-1.0
-1.5
-2,0
linéarité
à 0.1%
linéarité
à 0.5%
Déplacement (mm)
-5
-4
-3
-2
-1
0
1
2
3
4
5

FIG 15

TENSION DE SORTIE DU CAPTEUR DE DEPLACEMENT A TRANSFORMATEUR DIFFERENTIEL EN FONCTION DE LA TENSION D'ALIMENTATION

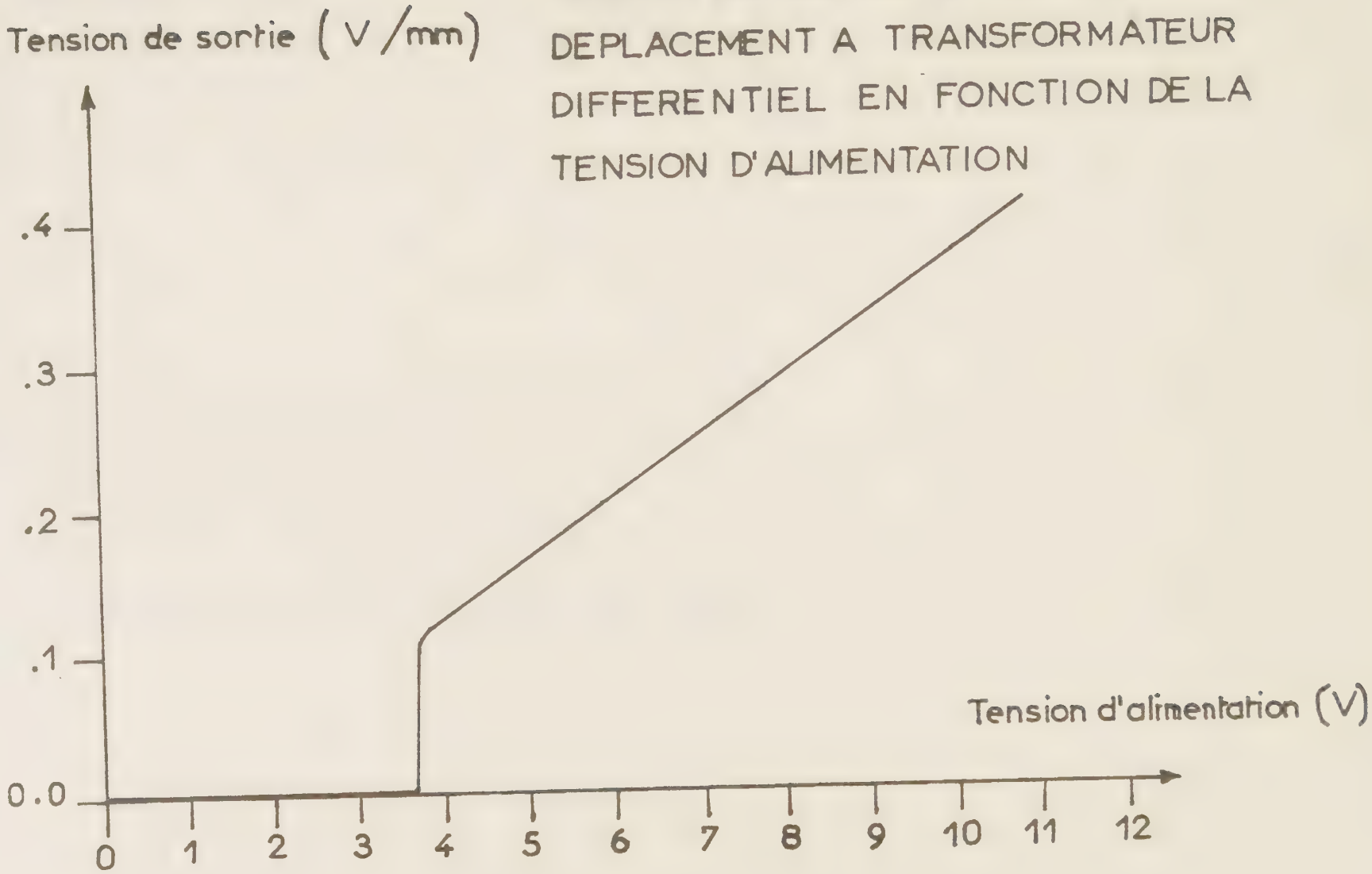


FIG. 16

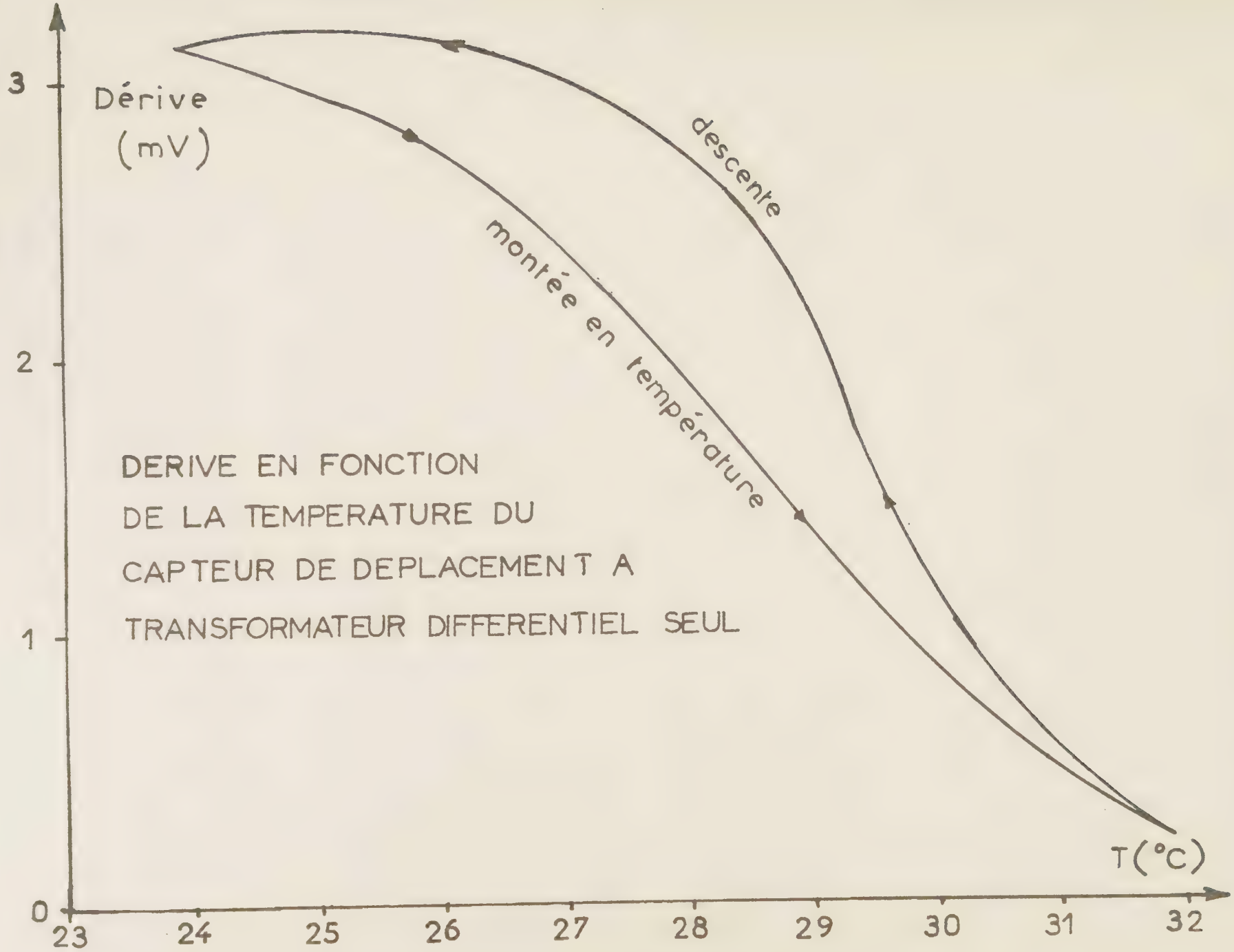

Dérive
(mV)
3
2
1
0
descente
montée en température
DERIVE EN FONCTION
DE LA TEMPERATURE DU
CAPTEUR DE DEPLACEMENT A
TRANSFORMATEUR DIFFERENTIEL SEUL
T(°C)
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32

FIG. 17

La tige supportant le noyau coulisse dans deux embouts de guidage en téflon qui assurent un excellent positionnement transversal.

Nous avons tracé la courbe de réponse en fonction du déplacement (figure 15), ceci en dépassant volontairement l'intervalle nominal de déplacement qui est de ± 3 mm. Nous avons trouvé une linéarité plus qu'excellente, meilleure que 0,2 % dans la zone ± 3 mm. Mieux, il nous est possible de travailler sur ± 4 mm tout en gardant une linéarité supérieure à ce qui nous est nécessaire.

D'autre part, la tension de sortie est fonction de la tension d'alimentation. On voit sur la figure 16 que, une certaine tension d'amorçage correspondant au début de fonctionnement de l'oscillateur étant atteinte, la tension de sortie est proportionnelle à la tension d'alimentation. Là aussi, il y a donc lieu d'alimenter le capteur avec une tension suffisamment stabilisée pour minimiser les erreurs dues à cette proportionnalité.

La courbe de variation de la tension de sortie en fonction de la température montre que (figure 17) la variation constatée est très faible (pour un écart de 10°C, valeur jamais atteinte en salle d'opération, on obtient un décalage correspondant à une variation fictive de poids de 6 grammes). Comme dans le cas précédent, il n'est pas possible de dissocier la part de la variation provenant du capteur lui-même de celle provenant de la dilatation de la tige supportant le noyau ; cela importe d'ailleurs peu puisque dans la pratique ces deux facteurs interviennent simultanément.

En résumé, le capteur de déplacement à transformateur différentiel, avec oscillateur et démodulateur incorporé, est un instrument de mesure extrêmement précis et fiable, d'emploi très souple et facile. Associé à une suspension de plateau du type utilisé dans les bascules automatiques, nous obtenons un appareillage convenant parfaitement au problème posé. La figure 18 montre les résultats obtenus avec un prototype de plus faible portée (10 kilogrammes). La figure 19 montre la dérive en

...

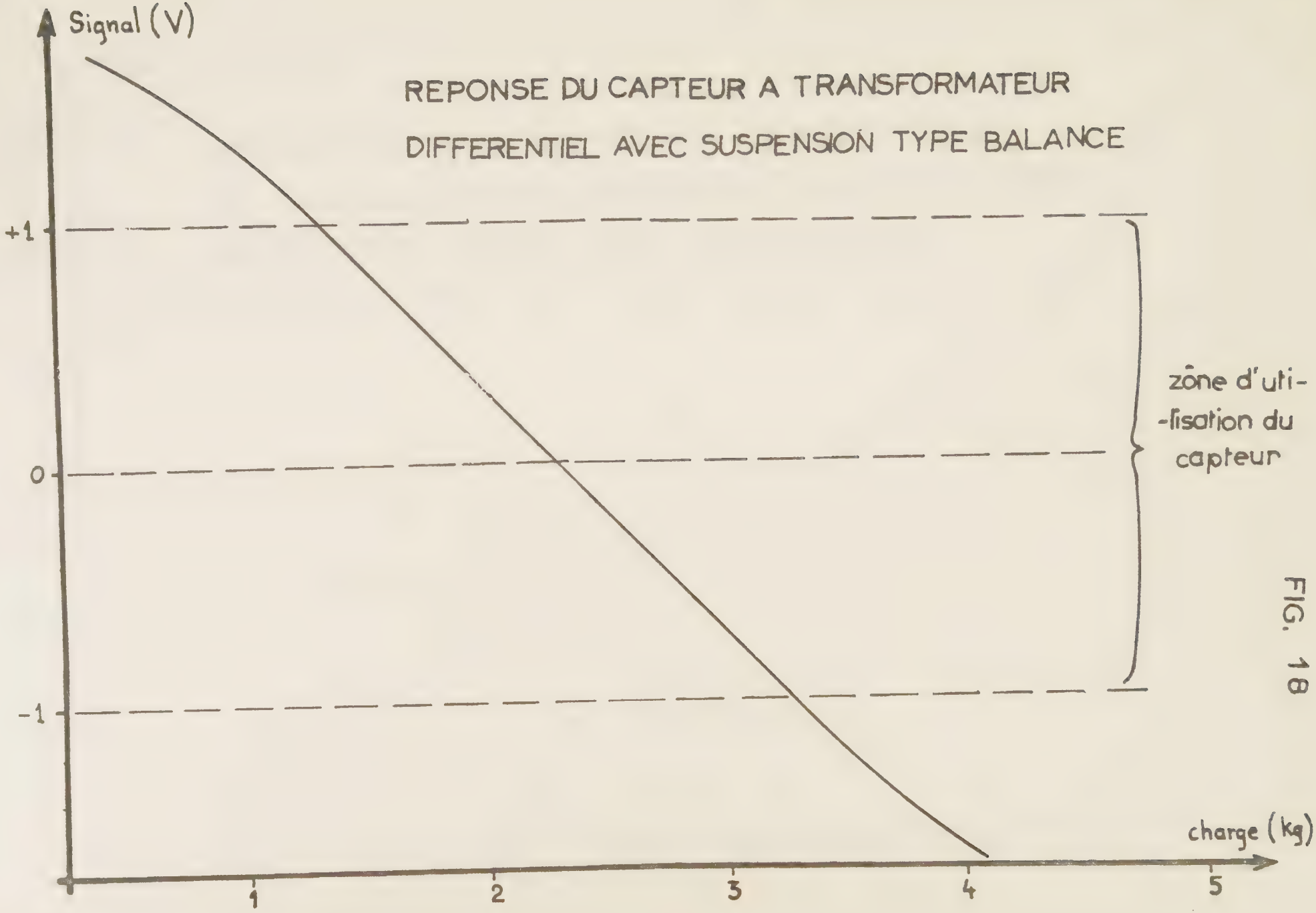

Signal (V)
REPONSE DU CAPTEUR A TRANSFORMATEUR
DIFFERENTIEL AVEC SUSPENSION TYPE BALANCE
+1
0
-1
zône d'uti-
-lisation du
capteur
charge (kg)
1
2
3
4
5

FIG. 18

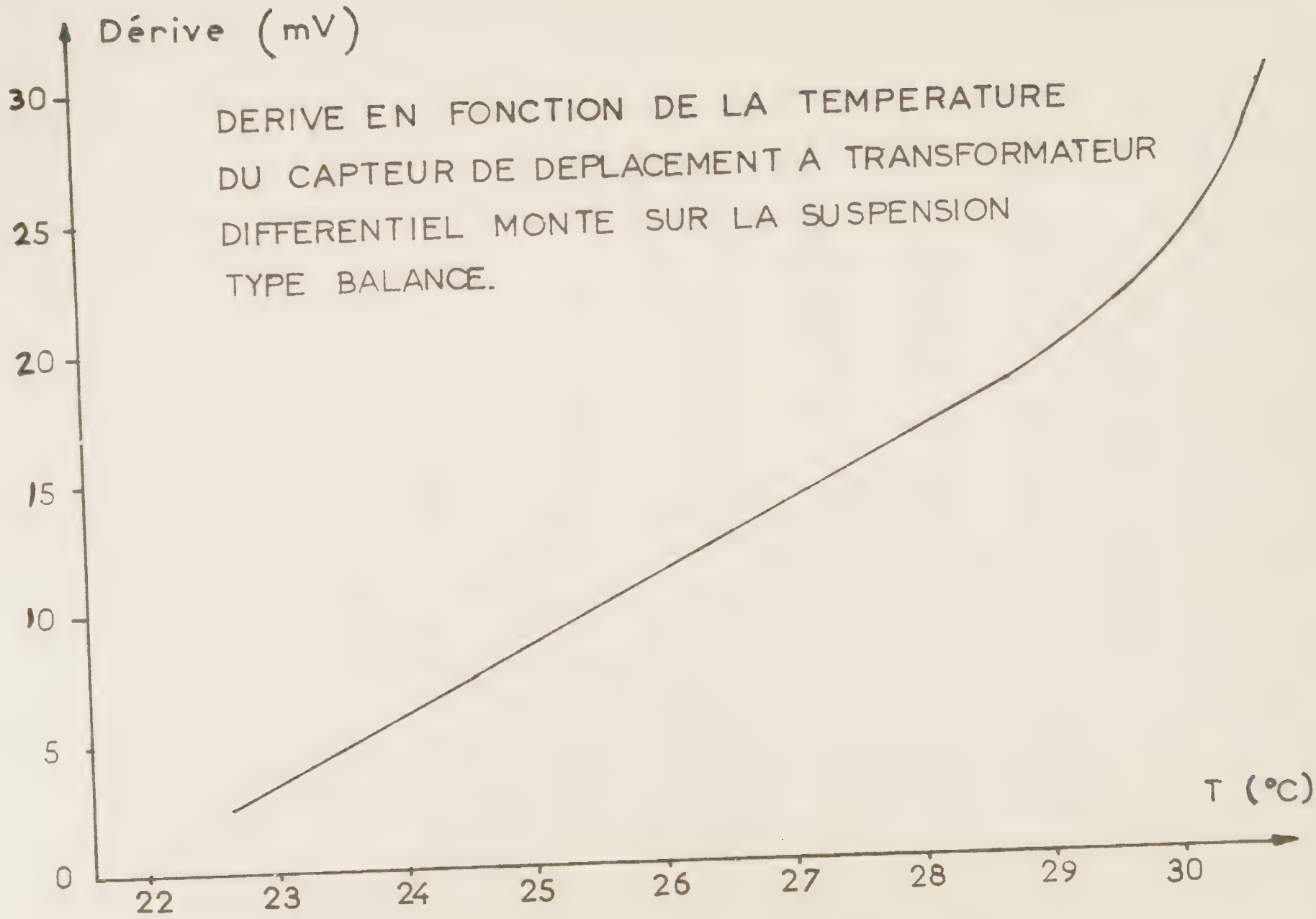

Dérive (mV)
DERIVE EN FONCTION DE LA TEMPERATURE
DU CAPTEUR DE DEPLACEMENT A TRANSFORMATEUR
DIFFERENTIEL MONTE SUR LA SUSPENSION
TYPE BALANCE.
30
25
20
15
10
5
0
22
23
24
25
26
27
28
29
30
T (°C)

FIG. 19

température de l'appareillage complet. Seuls, le développement d'un autre système utilisant des jauges de contraintes, et des problèmes d'usinage et de main-d'oeuvre, ont fait que le modèle définitif n'a pas été réalisé sur ces principes.

c) Pesée par jauge de contrainte

Nous avons développé cette voie au maximum et réalisé l'appareil avec un système de capteurs extensométriques.

Divers types de jauges ont été essayées (jauges "Pixie", jauges semi-conductrices, jauges à trame pelliculaire).

Divers corps d'épreuves ont été testés, et plusieurs types de montages essayés.

Nous avons finalement retenu, réalisé et mis au point un système à trois ponts complets de jauges à trame pelliculaire montés sur trois corps d'épreuve à lame en isoflexion en bronze au Béryllium.

C'est cet appareillage que nous allons décrire.

***

IV - SYSTEME DE PESEE PAR JAUGES DE CONTRAINTE. DESCRIPTION DE L'APPAREILLAGE REALISE

A - Principe général

L'appareil définitif que nous avons réalisé comprend un ensemble de trois corps d'épreuve équipés chacun d'un pont complet de jauges de contrainte. Cet ensemble a été muni de compensations en sensibilité et de compensation de variation du module d'Young (voir figures 26 et 28).

Ces trois montages en pont sont connectés à un pont d'extensométrie PHILIPS PR 9307. Il s'agit d'un pont de mesure de très bonne qualité à onde porteuse. Cet appareil de laboratoire a des possibilités dépassant les caractéristiques qui nous sont strictement nécessaires : en particulier une bande passante étendue, et on peut utiliser ce pont en liaison avec un capteur de déplacement inductif. Il est fort possible d'utiliser, lors de la réalisation en série du dispositif, un pont mieux adapté afin de diminuer le prix de revient. L'affichage de la mesure se fait, après passage dans un filtre, sur un voltmètre numérique.

B - Le corps d'épreuve (pièce supportant les contraintes et sur laquelle sont collées les jauges)

1° Choix du matériau

La réalisation de corps d'épreuve nécessite l'emploi d'un matériau de très grande qualité possédant des caractéristiques mécaniques particulières.

Il est en effet demandé au capteur une grande sensibilité, une très bonne fidélité et une excellente linéarité. Ceci exige un métal fatigant peu (pour conserver longtemps des caractéristiques stables) et travaillant de plus assez loin de sa limite élastique.

...

Contradictoirement, une grande sensibilité nous conduit à désirer des signaux de valeur assez grande, donc des déformations importantes. D'autre part, la linéarité du capteur ne saurait être meilleure que celle obtenue lors du tracé de la courbe contrainte - déformation du métal. Ceci écarte tous les métaux sensibles au fluage.

Nous avons tout d'abord réalisé un premier capteur en aluminium ordinaire. Le résultat a été très satisfaisant au niveau linéarité et sensibilité, mais le faible module d'Young impose une charge admissible faible.

Pour la réalisation des capteurs définitifs, nous avons dû choisir entre les trois meilleurs alliages existants : il s'agit d'un acier au chrome-molybdène (nuance 45 SCD 6), de glucinium (bronze de béryllium à 2 %) et d'un alliage d'aluminium du type AZ 8 GU. Leurs caractéristiques comparées sont réunies sur la figure 20.

L'aluminium, légèrement moins valable du point de vue fluage a été éliminé, notre choix entre le bronze et l'acier a été déterminé par des difficultés de délai de livraison moins grandes dans le cas du bronze au béryllium (ces alliages sont très peu courants et il est malaisé de s'en procurer, surtout en faible quantité).

En résumé, les principales qualités du cupro-béryllium sont :

- une exceptionnelle résistance à la traction,
- un faible module d'élasticité (13000 kg/mm^2)
- une bonne résistance à la fatigue.

Mais les caractéristiques finales du corps d'épreuve dépendent beaucoup des traitements thermiques subis.

2° Les traitements thermiques

L'alliage cuivre-béryllium est caractérisé par une

...

CARACTERISTIQUES COMPAREES DES ALLIAGES POUR CAPTEURS

alliages caractéristiques	Acier au Chrome Molybdène, Silicium norme 45 SCD 6	Cupro-Béryllium Be 2 %	Alliage d'Aluminium norme AZ 8 GU
Masse volumique (1000 kg/m^3)	7,80	8,25	2,80
Coefficient de dilatation (10^{-6}/°C)	13	17	23,5
Module d'Young E (kg/mm^2)	22 000	13 000	7 200
Variation de E : E/E en 10^{-6}/°C	- 260	- 380	- 580
Coefficient de Poisson	0,285	0,34	0,34
Limite élastique à 0,2% (kg/mm^2)	145	80	45
Déformation à la limite élastique (10^{-6})	6 600	4 700	6 400
Traitements thermiques garantissant les caractéristiques ci-dessus	Trempe 890°C à l'huile Revenu 450°C	Trempe 780°C à l'eau Revenu 2 h à 320°C	Trempe 460°C à l'eau 30/50°C Revenu 8h à 130/140°C
Désignation commerciale	Pompey RSKD CAFL Davum ST La Chiers 45 SG D6	Péchiney (compagnie des produits chimiques et électrométallurgiques)	Super alumag T 60 Zicral

FIG. 20

aptitude à un fort durcissement par trempe et revenu.

a) La trempe

L'étude du diagramme d'équilibre montre que les 2 % de béryllium sont entièrement en solution dans le cuivre à 800°C, et l'on peut les y maintenir à la température ambiante grâce à la trempe (à l'eau, dans notre cas). Le métal ainsi obtenu a une dureté assez faible : 100 Vickers environ.

Le métal que nous avons utilisé a d'abord subi une trempe à 780°C à l'eau.

b) Le revenu

Nous avons ensuite fait subir à nos pièces, après usinage, un revenu de deux heures à 320°C. Cette température étant inférieure à la température de transformation eutectoïde de l'alliage considéré, ce dernier tend à retrouver une structure d'équilibre. Cela se traduit par une augmentation de dureté (de 350 à 400 Vickers), et permet d'obtenir un module d'Young de 13 000 kg/mm^2. La figure 21 donne à titre d'exemple l'influence du revenu sur la résistance à la rupture, en fonction du temps de revenu et pour plusieurs températures de revenu.

c) Usinage

Ce durcissement du cupro-béryllium lors du revenu crée des difficultés d'usinage : en effet l'élévation de température lors du travail provoque un revenu parasite entraînant une telle augmentation de dureté que même les outils au carbure de tungstène ont été détruits malgré un usinage très précautionneux.

La réalisation de nos capteurs a donc été très laborieuse, d'autant plus que les tolérances sont très serrées pour certaines cotes, afin d'obtenir des capteurs présentant les caractéristiques les plus voisines possibles.

...

INFLUENCE DE LA DUREE ET DE LA TEMPERATURE DE REVENU SUR LA RESISTANCE A LA RUPTURE

(cupro bérylium trempé demi_dur)

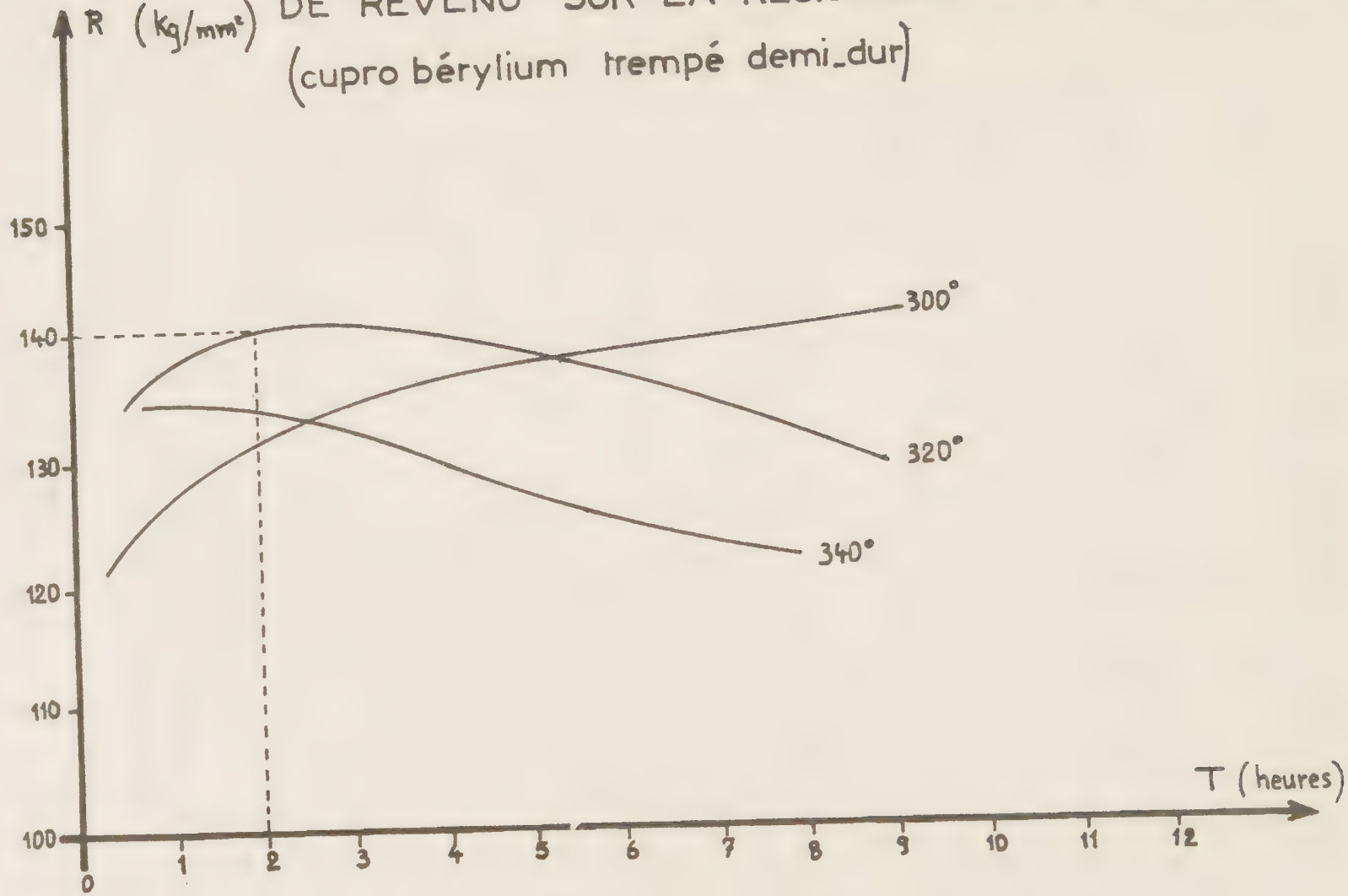


FIG. 21

3° Choix de la forme et calcul de résistance

Diverses formes géométriques sont possibles : lame en traction, lame en flexion, tore cylindrique en compression, etc...

Nous avons adopté la lame triangulaire en isoflexion (figure 22). En effet, c'est un des rares types de capteur où la distance entre le point d'application des forces et l'endroit où sont collées les jauges n'intervient pas. Ceci facilite grandement la réalisation de capteurs semblables, car les contraintes sont les mêmes sur toute la surface de la lame. Nous avons vérifié ce fait par des essais avec du vernis craquelant STRESSCOAT.

Rappelons brièvement les formules relatives à cette lame (pour plus de détails, voir la thèse de notre collègue J.J. LION - Bibliographie [23]):

$$\varepsilon_1 = \frac{6\,FL}{Ebe^2} = \frac{ef}{L^2}$$

$$\varepsilon_2 = \frac{-6\mu FL}{Ebe^2} = -\frac{\mu e}{L^2}\,f$$

$$f = \frac{6FL^3}{Ebe^3}$$

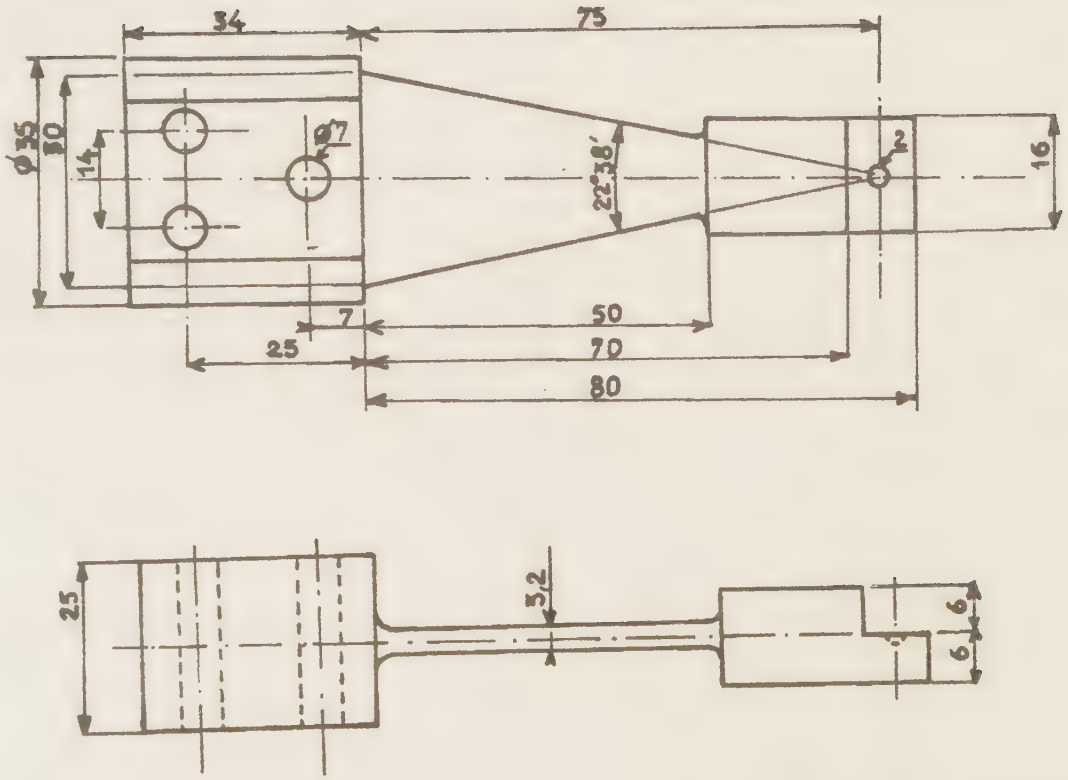
avec :

- F : force appliquée au sommet
- b : largeur de la base
- L : distance force-encastrement (hauteur)
- f : flèche (déplacement de F)
- ε_1 : indication de la jauge longitudiaale
- ε_2 : indication de la jauge transversale
- e : épaisseur
- E : module d'Young
- μ : coefficient de Poisson

Les valeurs numériques sont dans notre cas :
$E = 13\,000\ kg/mm^2$.

...

CORPS D' EPREUVE



matière:

bronze de

béryllium

à 2 %

FIG. 22

$\mu = 0,34$

$e = 3,2$ mm

$L = 70$ mm

$F_{maxi} = 100$ N

d'où :

$$n_{1\ maxi} = \varepsilon_{1\ maxi}\ E = \frac{6\ F_{maxi}\ L}{b\ e^2} = 12\ da\ N/mm^2$$

Or, la contrainte maximale correspondant à la limite élastique est : $n_e = 80\ kg/mm^2$. Nous travaillons donc au septième de la limite élastique. Cela nous garantit un fonctionnement linéaire et une durée de vie élevée.

De plus, l'installation peut accepter d'importantes surcharges (près de 200 kg).

C - Choix des jauges et de leur montage

Nous avons utilisé deux grandes catégories de jauges :

1° Les jauges semi-conductrices

a) Performances

En raison des performances très élevées qui nous sont demandées, nous avons tout d'abord expérimenté des jauges de contrainte semi-conductrices. En effet, ce type de jauge possède un facteur de jauge K très élevé. Ce facteur est défini par la formule :

$$\frac{\Delta R}{R} = K\ \frac{\Delta l}{l}$$

K est donc le rapport entre la variation relative de résistance et la variation relative de longueur de la jauge. K vaut en général 2 pour les jauges classiques. Il vaut près de 100 pour les jauges semi-conductrices. On obtient donc, dans les mêmes conditions, un signal 50 fois plus élevé avec des

...

jauges semi-conductrices, ce qui permet théoriquement de faire travailler le corps d'épreuve plus loin de la limite élastique et d'utiliser un appareillage moins sensible. Nous verrons que ce gain est en fait illusoire dans notre cas.

b) Réalisation

Dans ce type de jauges, l'élément actif est constitué par un barreau de très petites dimensions en semi-conducteur dopé (dans notre cas, du silicium dopé P). Contrairement aux jauges classiques qui doivent principalement leurs propriétés à une variation des caractéristiques mécaniques du fil, les jauges semi-conductrices doivent leurs propriétés particulières au phénomène de piézorésistivité, c'est-à-dire que les contraintes appliquées modifient la résistivité du silicium.

c) Essais

Nous avons utilisé deux types de jauges semiconductrices :

- Les jauges PIXIE référence 8101 (de IMEX-FRANCE) possèdent :
  - un facteur de jauge de 100
  - une résistance nominale de 630 Ω.

Elles se présentent sous la forme d'un petit barreau de 10 x 1 mm assez malaisé à manipuler à cause de sa petite taille et de sa fragilité. Le signal de sortie est important, mais la fiabilité est très mauvaise. Ainsi que l'annonce le constructeur, ce type de jauge n'est valable que pour des essais qualitatifs.

- Les jauges PHILIPS, type PR 9862 ont un facteur de jauge K = 100 ± 0,5 et une résistance nominale de 120 Ω ± 0,5%. Les dimensions de l'élément sensible (silicium) sont : 5 x 0,3 x 0,05 mm.

...

La jauge se présente selon les dimensions habituelles sur un support au crésol classique (10 x 25 mm).

Comme pour les jauges Pixie, nous avons obtenu un signal de sortie très important correspondant au facteur K indiqué. La fidélité est bien meilleure.

Malheureusement, nous avons noté, comme pour tout semiconducteur, une très grande sensibilité aux variations de température : en effet, il nous est possible, avec notre montage de pesée, de détecter une variation de température de 1/150e de degré Celsius ; dès que la température a varié de plus de un dixième de degré, l'erreur obtenue devient supérieure au signal donné par une variation de masse de 10 grammes.

Il est certes possible de compenser le montage (bien que nous utilisions déjà un montage en demi-pont relativement stable à ce point de vue), mais il est illusoire d'espérer réduire suffisamment cette dérive dans de bonnes conditions. Cela ne pourrait se faire qu'avec des circuits tellement complexes que le gain procuré par le facteur K élevé serait perdu dans les circuits correcteurs.

En résumé donc, les jauges semiconductrices ne conviennent absolument pas à notre problème. Elles ne sont intéressantes que pour des mesures très rapides, où l'on peut vérifier souvent le zéro, ou bien pour des mesures qualitatives.

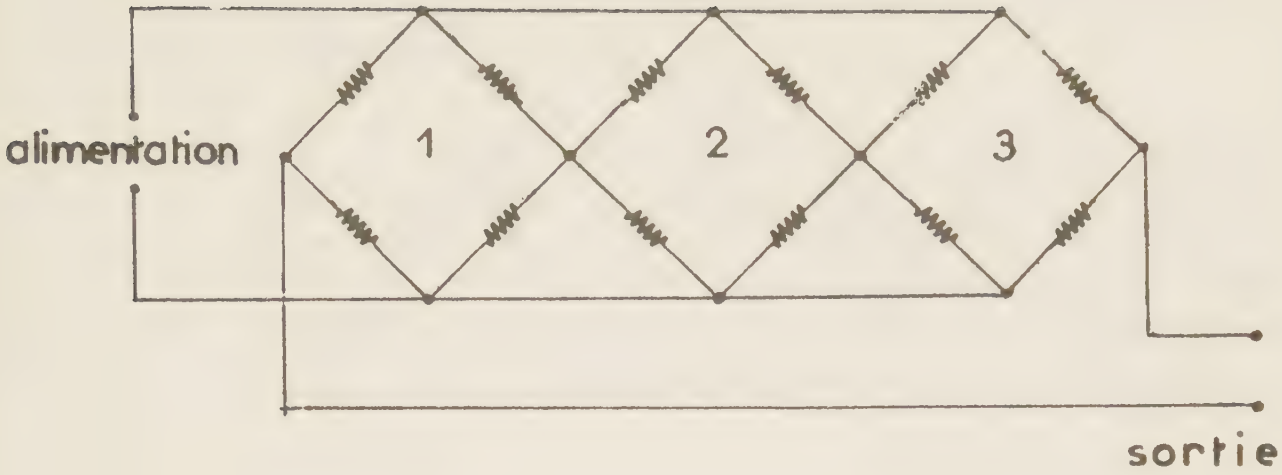
2° Les jauges à trame pelliculaire

Nous avons ensuite utilisé des jauges Philips à trame pelliculaire, référence PR 9834 K/05 SE. Leur résistance nominale est 301Ω ± 1 %.

Elles sont auto-compensées pour le bronze (donc sont insensibles à un coefficient de dilatation linéaire de 17.10^{-6}). Elles nous ont donné entière satisfaction, d'autant plus que nous les utilisions dans un domaine où leur linéarité est meilleure que un pour mille.

...

FIG. 23



montage incorrect.

BRANCHEMENT DES CAPTEURS

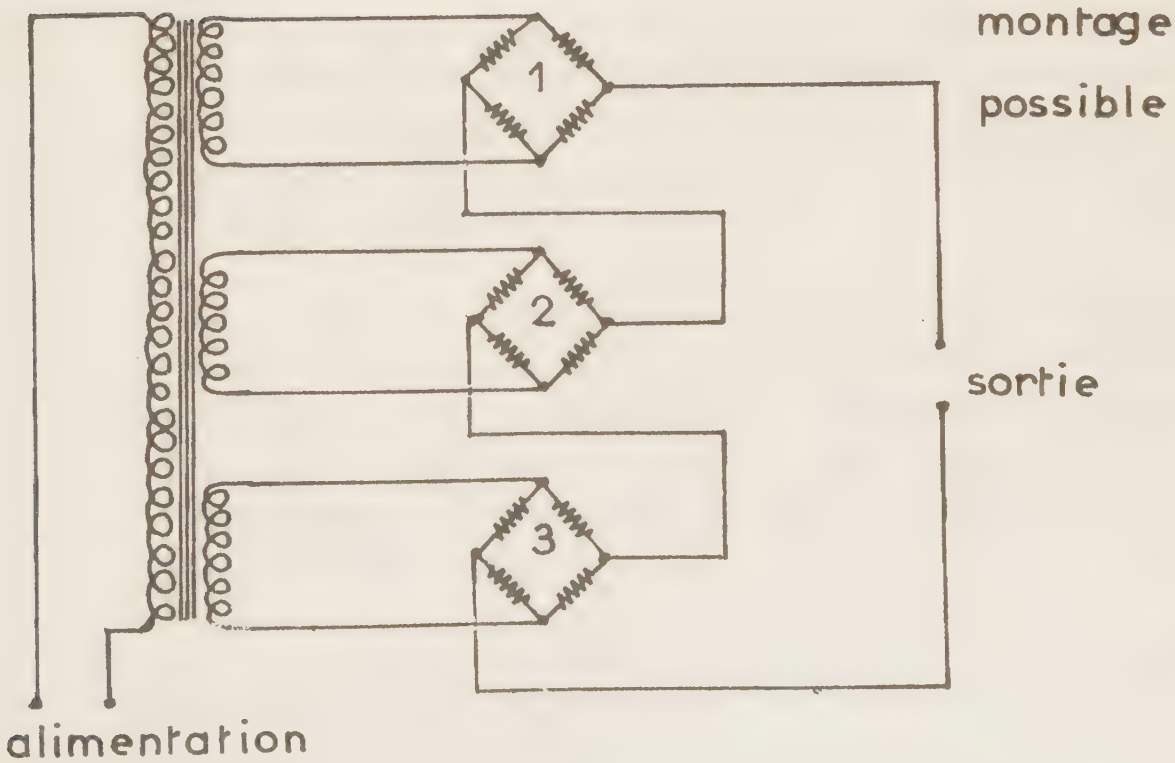


FIG. 24

3° Type de montage des jauges

Nous avons retenu le montage en pont complet en raison de sa meilleure indépendance vis-à-vis des variations de température.

La présence de trois capteurs nous a contraint à équiper chacun d'eux d'un montage en pont complet à quatre jauges. A ce niveau, il se pose des problèmes pour leur branchement. En effet, il n'est pas possible d'utiliser un pont d'extensométrie pour chaque capteur : cela triplerait le prix de revient ainsi que la complexité de mise en oeuvre de l'ensemble.

Il nous faut néanmoins obtenir la somme -ou la moyenne- des signaux apparaissant sur la diagonale du pont, tout en ne disposant que d'une seule source de tension pour l'alimentation.

- Il est impossible, ayant connecté les alimentations des trois capteurs en parallèle, de pratiquer une addition des tensions de diagonales (figure 23).

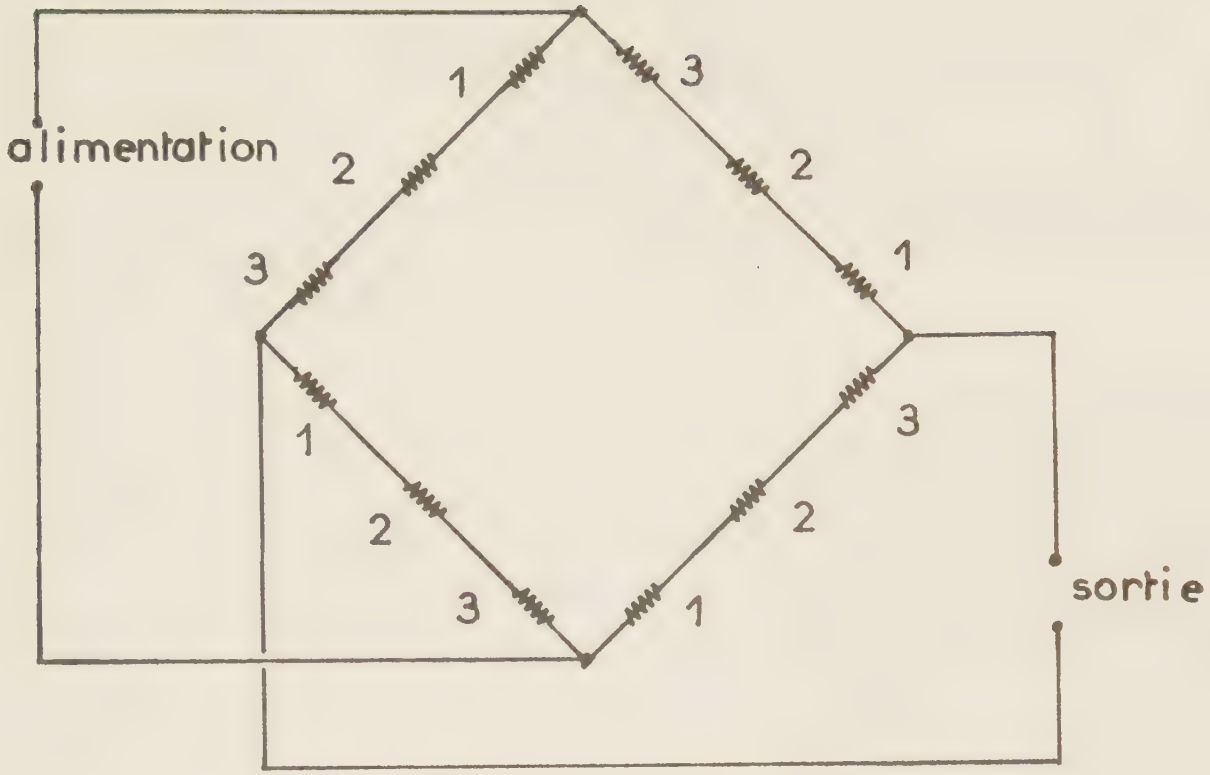
- Il est théoriquement possible d'alimenter ces capteurs par l'intermédiaire des trois secondaires d'un transformateur adéquat (figure 24). Mais il faut dans ce cas prévoir un dispositif d'équilibrage capacitif et résistif pour chaque cepteur, ce qui est peu pratique.

- Il est aussi possible de grouper les 12 jauges en formant un seul pont, chaque branche étant formée de la mise en série des jauges correspondantes de chaque capteur (fig.25). Cette solution est mauvaise du point de vue thermique (connexions longues et nombreuses). De plus, la sensibilité est trois fois moins bonne.

- Une autre solution a été retenue. Comme les signaux apparaissant sur la diagonale sont faibles et du même ordre, leur connection en parallèle permet d'obtenir une valeur moyenne. Ceci permet le branchement direct en parallèle des alimentations (figure 26).

...

FIG. 25



montage possible

BRANCHEMENT DES CAPTEURS

montage retenu

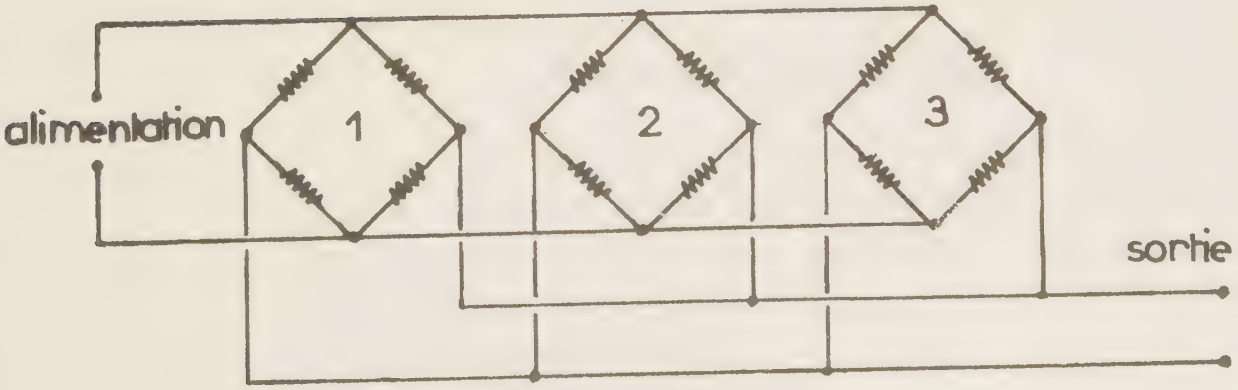


FIG. 26

D - Les compensations et équilibrages

Ces questions sont traitées plus en détail dans la thèse de notre Collègue J.J. LION (bibliographie /23/).

1° Compensation en température des capteurs

Malgré le montage en pont complet à quatre jauges et l'utilisation de jauges auto-compensées, la précision exigée est telle qu'une compensation supplémentaire en température est nécessaire.

Avant correction, la dérive en température est de 3 μV/°C. Cela correspond à une variation fictive de poids de 100 grammes. Après compensation, pour la même variation de température (qui ne sera jamais atteinte dans la réalité, car les salles d'opération sont climatisées) la variation enregistrée ne correspond plus qu'à 8 grammes (ces valeurs correspondant au capteur le moins bien compensé).

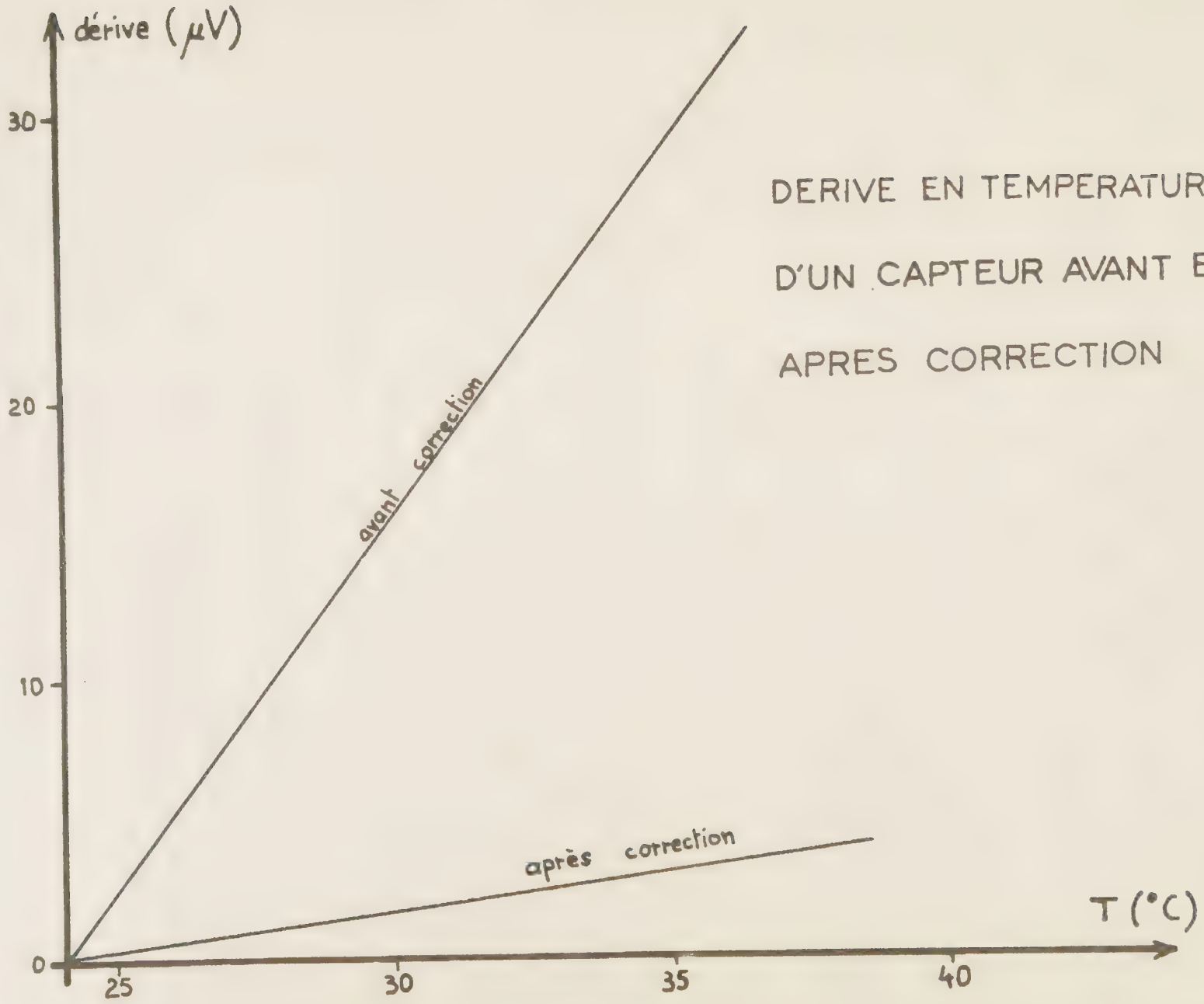
Cette compensation est obtenue en branchant en série sur une branche du pont une très petite résistance de cuivre. Les variations de la résistivité du cuivre en fonction de la température étant très importantes par rapport au constantan constituant les jauges, une très faible valeur de la résistance en cuivre nous produit une variation qui permet de rétablir l'équilibre en annulant l'effet parasite. De cette manière, le signal de sortie reste stable (figure 27).

2° Equilibrage des sensibilités

Nos capteurs possèdent, du fait des tolérances d'usinage, des sensibilités légèrement différentes. Afin qu'une même variation de poids nous produise le même signal quel que soit l'endroit où se produit la surcharge, il nous faut équilibrer ces sensibilités.

Ceci est obtenu en jouant sur la tension d'alimentatio

...



DERIVE EN TEMPERATURE D'UN CAPTEUR AVANT ET APRES CORRECTION

FIG. 27

grâce à la mise en série sur l'alimentation de chaque capteur d'une résistance de constantan (afin d'éviter tout effet thermique parasite) de valeur adéquate.

3° Compensation de variation du module d'Young

Le module d'Young de tout métal variant avec la température, les déformations enregistrées sur les corps d'épreuve à contraintes constantes, varient avec la température.

Nous avons éliminé cette variation en jouant sur la tension d'alimentation, mais cette fois sur l'ensemble des trois capteurs. Nous avons branché pour ce faire une résistance de nickel (ayant une forte variation de sa résistivité en fonction de la température) en série avec l'alimentation générale. Cette résistance a été expérimentalement ajustée à la bonne valeur.

4° Optimisation de l'alimentation

Nous avons enfin, pour obtenir un signal maximum, utilisé un artifice permettant d'utiliser le pont sous une tension d'alimentation de 10 volts, donc avec une puissance maximale. Comme avec les jauges utilisées, le pont est en surcharge lors d'un branchement direct sur l'alimentation, nous avons mis en série une résistance en constantan de valeur adéquate. Cela nous permet, sans saturer l'alimentation, d'obtenir 6 volts aux bornes de notre montage, au lieu de 4 volts en l'absence de cette résistance (calibre inférieur de l'alimentation).

E - Positionnement géométrique des capteurs

Le nombre de capteurs est de trois afin d'obtenir une stabilité suffisante sans pour cela obtenir un système hyperstatique où il serait difficile d'équilibrer les contraintes sur les divers capteurs.

Ces capteurs ont été disposés de telle manière que le poids se répartisse entre eux de manière uniforme. La figure 28 donne le positionnement géométrique du plateau qui en découle.

...

DISPOSITION DES CAPTEURS ET CENTRAGE DU PLATEAU

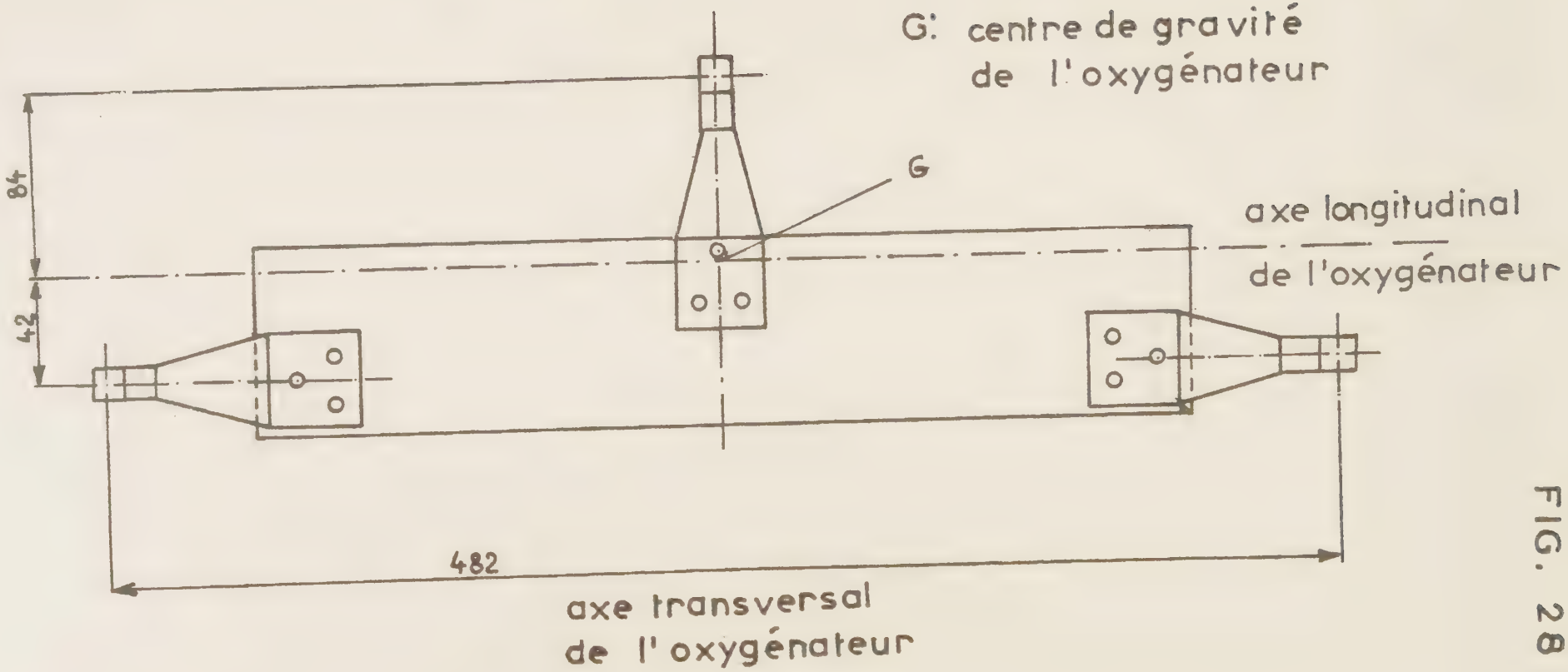


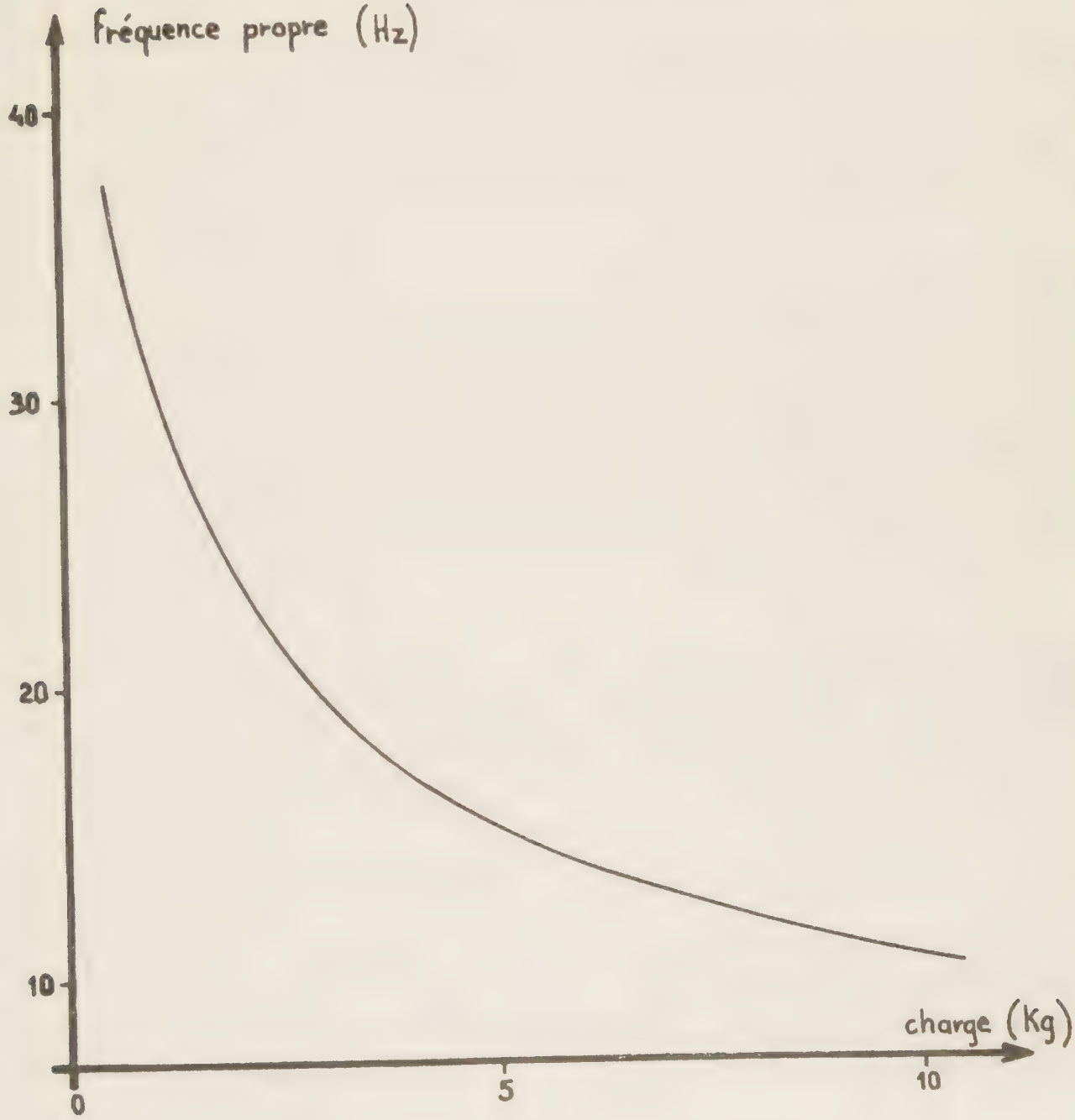
FIG. 28

Nous avons, d'autre part, étudié la fréquence de vibration des lames chargées avec des masses différentes. Les résultats en sont consignés sur la figure 29.

***

FIG: 29

FREQUENCE PROPRE DE VIBRATION DU CORPS D'EPREUVE EN FONCTION DE LA CHARGE



V - AFFICHAGE ET REGULATION

A - Traitement du signal et affichage

1° Position du problème

Nous disposons donc d'un signal issu du système de pesée et qui constitue notre signal d'erreur . Sa valeur est assez faible : sur la sortie "tension" du pont, après passage,donc, dans l'amplificateur incorporé au pont, on obtient 0,2 millivolt par gramme.

Au signal continu correspondant à la pesée s'ajoute un certain nombre de signaux parasites d'origines diverses et d'amplitudes variables, souvent beaucoup trop importantes pour pouvoir envisager une utilisation directe du signal, même avec un voltmètre électronique digital. Ces signaux parasites sont principalement dus à des vibrations qui sont induites par le moteur d'entraînement de l'arbre des disques, ainsi que par la pompe péristaltique.

L'ensemble des trois lames des corps d'épreuve se comportent comme des ressorts, nous avons oscillation de l'ensemble du plateau, avec une fréquence de résonance se trouvant entre 10 et 15 Hertz (figure 28).

2° Le filtrage

En fait, l'expérience prouve que les signaux parasites induits par la pompe à galets ont une fréquence se situant aux alentours de 15 Hertz. L'utilisation d'un premier filtre passe-bas ayant sa fréquence de coupure à 10 hertz a permis d'éliminer ces signaux.

Il s'est alors avéré que les perturbations les plus importantes sont dues à un déséquilibrage dynamique de l'arbre portant les disques de l'oxygénateur. De plus, en raison d'une vitesse de rotation des disques assez faible, la fréquence des

...

vibrations induites est basse : 5 hertz environ, proche de la fréquence de résonance mécanique de l'ensemble du système et surtout inférieure à la fréquence de coupure du filtre initial. Aussi, avons-nous dû utiliser un autre filtre actif à quatre pôles, filtre passe-bas dont la fréquence de coupure est réglable entre 0,1 et 20 hertz à l'aide de quatre résistances extérieures. Ces résistances sont déterminées par la relation :

$$R(k\Omega) = 5\left(\frac{20}{f_c} - 1\right)$$

où f_c représente la fréquence de coupure désirée. Ce filtre (Analog Devices, référence 730 BT 1) possède une fonction de transfert Butterworth. Ses caractéristiques sont excellentes (figure 30). La tension de décalage est inférieure à 1 mV et la dérive n'atteint que 50 μV/°C.

Ce filtre, réglé sur une fréquence de coupure de 0,5 Hz, nous permet d'éliminer toutes les vibrations gênantes. Il nous convient donc parfaitement.

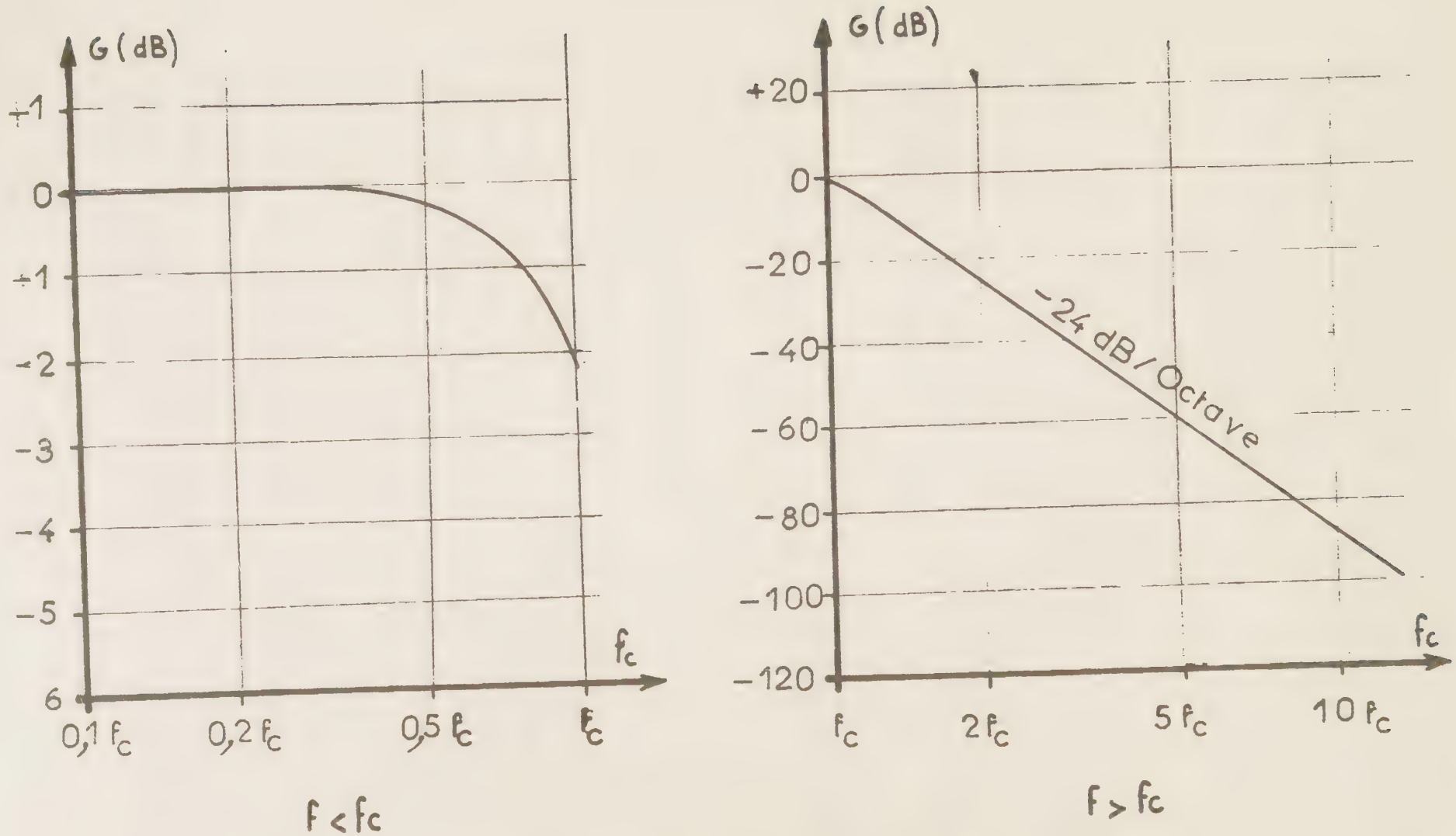
3° L'affichage

L'affichage se fait, pour une lecture commode, par l'intermédiaire d'un voltmètre numérique, le gain de l'amplificateur du pont étant réglé de manière à obtenir une lecture directe en grammes. Nous avons obtenu, au repos, avec ou sans filtre, une excellente précision, inférieure au gramme. Mais toute perturbation, même très faible, entraîne en l'absence de filtre une instabilité rendant impossible toute mesure.

Dans les conditions normales d'utilisation, la mesure était possible à 50 grammes près sans filtre, à 20 grammes près avec le premier filtre et à 3 grammes près avec le filtre définitif.

On voit donc que le montage retenu nous permet d'obtenir d'excellents résultats, supérieurs à ceux exigés (la précision demandée correspond à une mesure "bonne" pour ± 10 grammes et "médiocre" pour ± 50 grammes).

...



COURBES D'ATTENUATION DU FILTRE 730 BT 1

FIG. 30

Nous disposons ainsi d'un signal correctement traité, apte à être affiché et utilisé pour la régulation, signal que nous appelons signal d'erreur et désignons par U_E dans la suite de l'exposé.

B - La régulation

1° Les contraintes existantes

Le signal d'erreur U_E ainsi traité doit donc permettre d'agir sur la pompe afin de ramener le poids de l'oxygénateur à sa valeur initiale. Les problèmes de garantie et de service après-vente, ainsi que la nécessité de ne pas modifier le système existant, nous ont amené à utiliser dans leur intégralité les circuits de commande d'origine.

L'action de la régulation doit donc être transmise par l'intermédiaire du potentiomètre de réglage de la vitesse de rotation.

2° Le choix du montage

a) Premier montage.

Nous avons d'abord envisagé un premier type d'asservissement : il s'agissait de commander directement, à partir du signal d'erreur U_E (figure 31), après amplification, un servomoteur entraînant le potentiomètre. Nous avons rapidement abandonné ce montage qui, transformant un signal d'erreur U_E constant en une accélération constante de la vitesse de rotation de la pompe, nous conduit immanquablement à un phénomène de pompage de très grande amplitude, vu la grande disparité entre la constante de temps de la commande de pompe 100 millisecondes et de celle de l'ensemble du circuit sanguin de 10 à 20 secondes. Ceci nous a conduit à introduire un deuxième asservissement, interne : un asservissement de position de ce potentiomètre en fonction du signal d'erreur U_E.

...

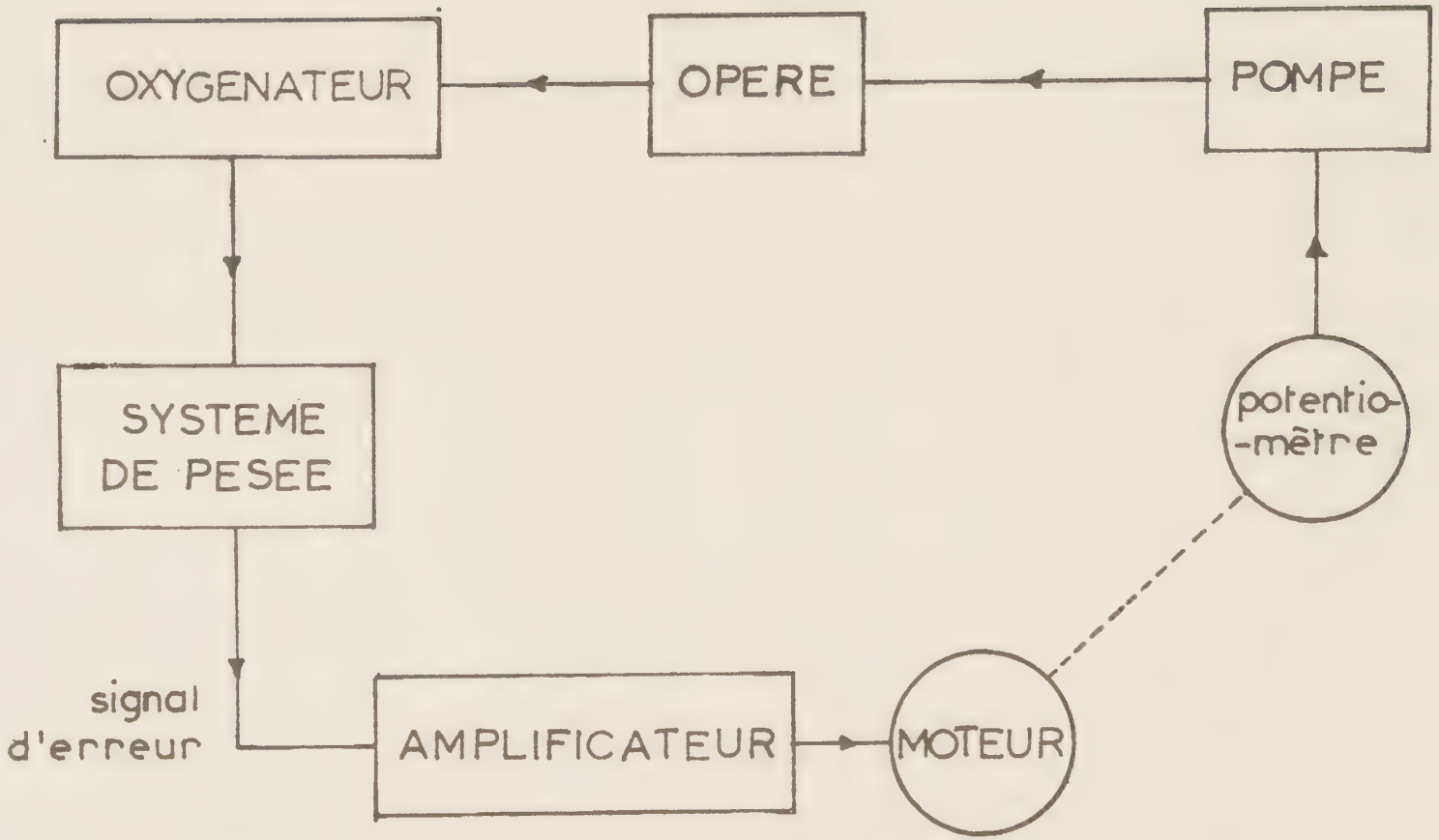


FIG. 31

SCHEMA DU PREMIER ASSERVISSEMENT

b) Montage par asservissement de position

Ce montage a été réalisé en remplaçant le potentiomètre d'origine par un double potentiomètre d'asservissement, sur l'arbre duquel est fixé, à une extrémité, un bouton pour la commande manuelle et à l'autre un ensemble moteur-réducteur pour la commande automatique ; le réducteur étant du type à engrenage, le bouton manuel conserve toujours son efficacité et permet d'entraîner l'ensemble du mécanisme (figure 32 et 33).

3° Le matériel utilisé

a) Le potentiomètre

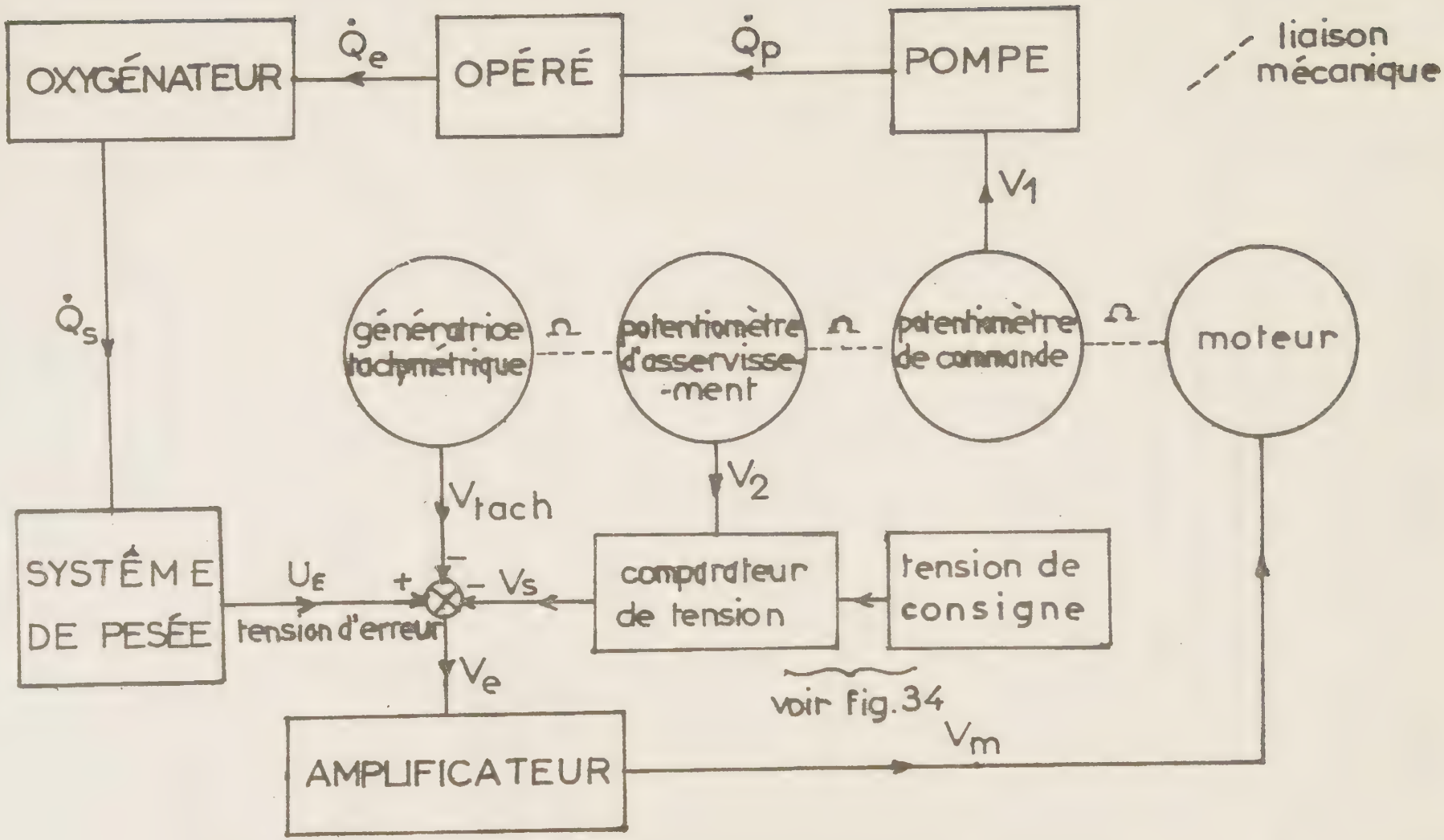
Le potentiomètre utilisé est un potentiomètre EUROFARAD du type 718 (puissance nominale 4 Watts à 85°C), d'une résistance de deux fois 10 kiloohms (± 5 %) avec une linéarité de 0,25 %.

Le premier étage P_1 de ce potentiomètre sert à remplacer le potentiomètre de commande de la vitesse de rotation de la pompe d'origine. Le deuxième P_2 nous fournit un signal de retour permettant de contrôler la position angulaire du bouton (voir figures 32 et 33).

b) Le moteur d'asservissement

Il s'agit d'un ensemble moteur-réducteur-génératrice tachymétrique de type BIROTAX II, de chez BRION-LEROUX. Le moteur est à courant continu, à excitation par aimant permanent. Son enroulement moteur, de 700 Ω, supporte un courant permanent de 50 mA pour une tension nominale de 100 volts à 3000 tours/minute. Le couple moteur est tel (3 grammes.poids centimètre pour un milliampère) que, compte-tenu du courant de démarrage et de la forte réduction (1/150e), le frottement introduit par le potentiomètre (son couple de démarrage vaut 10 grammes.poids centimètre) est parfaitement négligeable.

...



SCHEMA DE PRINCIPE DE L'ASSERVISSEMENT

FIG. 32

Le courant de démarrage valant environ 1 milliampère, il suffit d'une tension de 0,7 volt pour changer la position du potentiomètre.

En effet : $U_{DEM} = R_{MOTEUR} \cdot I_{DEM} = 700.0,001 = 0,7$volts

avec U_{DEM} = tension de démarrage du moteur,

R_{MOTEUR} = Résistance du moteur = 700 Ω

I_{DEM} = Intensité du courant de démarrage = 1 mA

Compte-tenu de la tension de sortie du pont(0,2 mV/g) et en utilisant une amplification supplémentaire de 2500, une variation de poids de 1,4 gramme.force suffit pour entraîner la rotation du potentiomètre.

m En effet : Δ_m mini vaut :

$$\Delta_m \text{ mini} = \frac{U_{DEM}}{G.\ s} = \frac{0,7}{0,2.10^{-3}.2,5.10^{3}} = 1,4 \text{ gramme}$$

avec G = gain de l'amplificateur = 2500

et s = sensibilité du pont = 0,2 mV/g

c) La génératrice tachymétrique

Elle est incluse dans le bloc moteur. Sa résistance est de 45 ohms, elle fournit une tension proportionnelle à la vitesse, atteignant 8,5 volts à 3000 tours/minute.

$V_{TACH} = 2,8 \cdot$

avec V_{TACH} = tension de sortie de la génératrice tachymétrique en volts

Ω = vitesse de rotation du moteur en tours par minute.

Elle permet une stabilisation de l'asservissement de position par action dérivée.

d) L'amplificateur à courant continu

Nous avons utilisé un amplificateur type A 1338 de

...

chez ROCHAR. Ses caractéristiques sont :

- courant parasite d'entrée : moins de 0,1 µA de 0 à 50°C,
- gain : G réglable de 20 à 2500
- bande passante à 0,3 dB : 20 kHz
- impédance d'entrée différentielle : $Z_e \geqslant 50$ kΩ
- dérive : moins de 10 V pour 24 heures
- dérive en température : inférieure à $(3 + \frac{2000}{G})$ V/°C
- linéarité ± 0,1 %
- protection complète contre les surcharges à l'entrée
- signal de sortie : ± 10 volts avec ± 10 mA maxi.

C'est un amplificateur d'excellente qualité. Ses caractéristiques de dérive sont très bonnes, ainsi qu'il nous convient. Par contre, la très grande largeur de sa bande passante nous est inutile ; lors de la réalisation en série du montage, on pourra donc envisager l'utilisation d'un autre amplificateur à courant continu, moins coûteux.

4° Fonctionnement du montage

Soient (voir figure 32) :

- $\dot{Q}_p$ le débit de la pompe artérielle
- $\dot{Q}_c$ le débit sanguin entrant dans l'oxygénateur, donc sortant du malade,
- $\dot{Q}_s$ le débit fictif correspondant à la différence entre les débits à l'entrée et à la sortie de l'oxygénateur ce qui correspond en fait à la variation de masse de l'oxygénateur.
- U_E la tension d'erreur, c'est-à-dire le signal issu du pont d'extensométrie qui nous donne la variation de poids de l'oxygénateur par comparaison avec son poids initial.
- V_S la tension de retour, c'est-à-dire celle délivrée par le comparateur de tension (voir figure 33) qui soustrait la tension de consigne V_C de la tension V_2 délivrée par le potentiomètre d'asservissement P_2.

...

- V_{TACH} la tension délivrée par la génératrice tachymétrique.
- V_e la tension envoyée à l'entrée de l'amplificateur
- G le gain de l'amplificateur
- V_m la tension de sortie de l'amplificateur, donc aussi la tension de commande du moteur.
- Ω la vitesse de rotation de l'ensemble moteur génératrice tachymétrique.
- θ la position angulaire des potentiomètres
- V_1 la tension délivrée par le potentiomètre de commande P_1 et servant à commander la vitesse de rotation de la pompe.

Nous sommes en présence d'une boucle principale : V_1, $\dot{Q}_p$, $\dot{Q}_e$, $\dot{Q}_s$, U_E, V_E, V_m, Ω, V_1. à laquelle on adjoint :

- un retour Ω, V_2, V_S, V_C.
- une stabilisation par action dérivée Ω, V_{TACH}, V_E.

Une variation de la masse de l'oxygénateur se traduit par une valeur non nulle de $\dot{Q}_s$:

$$\dot{Q}_s = \dot{Q}_e - \dot{Q}_p$$

Le système de pesée transforme cette valeur en une variation de la tension d'erreur U_E :

$$U_E = s. \int_{\Delta t} \dot{Q}_s dt$$

(s étant toujours la sensibilité du système de pesée, soit 0,2 millivolt par gramme).

Cette valeur est ensuite modifiée par soustraction de V_{TACH} et de V_S, ce qui nous donne V_e.

$$V_e = U_E - V_{TACH} - V_S$$

V_e est ensuite amplifiée :

$$V_m = G\, V_e.$$

...

V_m est appliqué au moteur qui fournit une vitesse de rotation Ω proportionnelle à V_m.

$$V_m = k\,\Omega$$

(on a pour notre moteur $k = 0{,}164\ V/_{rd/s}$)

Le potentiomètre de commande P_1 donne une tension V_1 proportionnelle à θ, angle de rotation de l'arbre du potentiomètre :

$$\theta = \frac{\int \Omega \cdot dt}{K}$$

K étant le rapport du réducteur (K = 150)

$$V_1 = \frac{\theta\ V_A}{2\pi}$$

où V_A est la tension d'alimentation du potentiomètre P_1, interne à l'appareillage initial.

La pompe artérielle, commandée par V_1 nous donne le débit $\dot{Q}_p$; la loi de variation peut être considérée comme linéaire (voir figure 34).

$$\dot{Q}_p = k_p\ V_1$$

k_p étant le coefficient de proportionnalité.

Le point délicat se trouve être l'opéré qui reçoit un débit sanguin à l'entrée $\dot{Q}_p$ et délivre en sortie un débit de sang veineux $\dot{Q}_e$. Il se trouve qu'il est très difficile de trouver une quelconque relation entre $\dot{Q}_p$ et $\dot{Q}_e$.

Ces deux débits sont certes du même ordre, mais si nous pouvons choisir le débit $\dot{Q}_p$, $\dot{Q}_E$, lui, est aléatoire et dépend, si l'on peut nous pardonner cette expression, de "l'état d'âme du patient", c'est-à-dire en fait des diverses réactions physiologiques de l'opéré. Ce dernier est en effet soumis à des interventions diverses : actes chirurgicaux, puis anesthésie, hypothermie provoquée, perfusions diverses qui font que la capacité de son système circulatoire et la résistance qu'offrent veines et artères au passage du sang varient, parfois rapidement, avec une amplitude notable, et d'une manière peu prévisible. Cela fait qu'il nous semble que ces facteurs physiologiques nous empêchent de pouvoir parler de fonction de transfert pour l'opéré.

...

Comme de plus notre étude porte sur la variation de masse dans l'oxygénateur, il nous paraît difficile d'adapter le mode de calcul habituel des asservissements. Aussi n'avons-nous pas utilisé la transformée de Laplace et les mises en équation habituelles à l'aide des fonctions de transfert, à cause des nombreux aléas physiologiques.

Le débit de sortie de l'opéré $\dot{Q}_e$ se trouve être le débit d'entrée dans l'oxygénageur et la boucle se referme par :

$$\dot{Q}_s = \dot{Q}_e - \dot{Q}_p$$

(en effet, le débit de sortie de l'oxygénateur se trouve être le débit de la pompe puisque la contenance des divers organes se trouvant entre l'oxygénateur et la pompe est invariable).

La boucle de retour nous donne, à partir de la rotation Ω du moteur une position θ du curseur du potentiomètre d'asservissement P_2

$$\theta = \frac{\int \Omega . dt}{K}$$

Ce potentiomètre nous délivre une tension V_2 :

$$V_2 = \frac{\theta}{2} \; V_{alim.}$$

$V_{alim.}$ est une variable de commande que nous pouvons faire varier. Cela nous permet, comme nous allons le voir, d'agir sur les caractéristiques de l'asservissement.

La figure 33 indique comment est réalisé l'ensemble comparateur de tension - générateur de tension de consigne. V_e étant la tension de consigne, le comparateur nous donne :

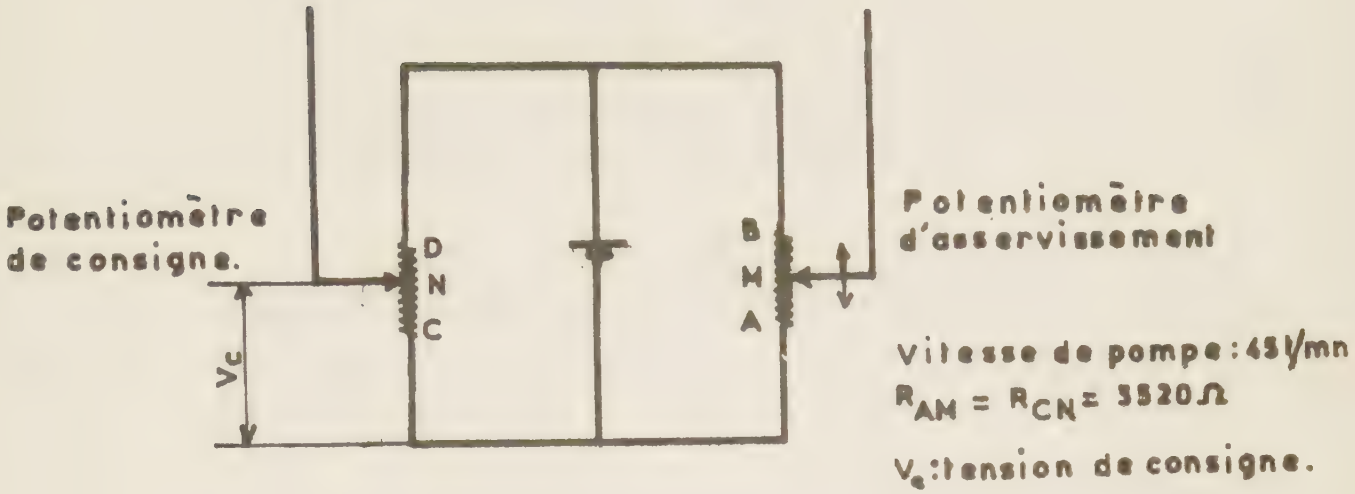
$$V_S = V_2 - V_C$$

La tension V_C est déterminée expérimentalement. Elle correspond à une tension d'alimentation V_p de 45 volts du moteur

...

Fig : 33

PONT DETECTEUR D'ECART



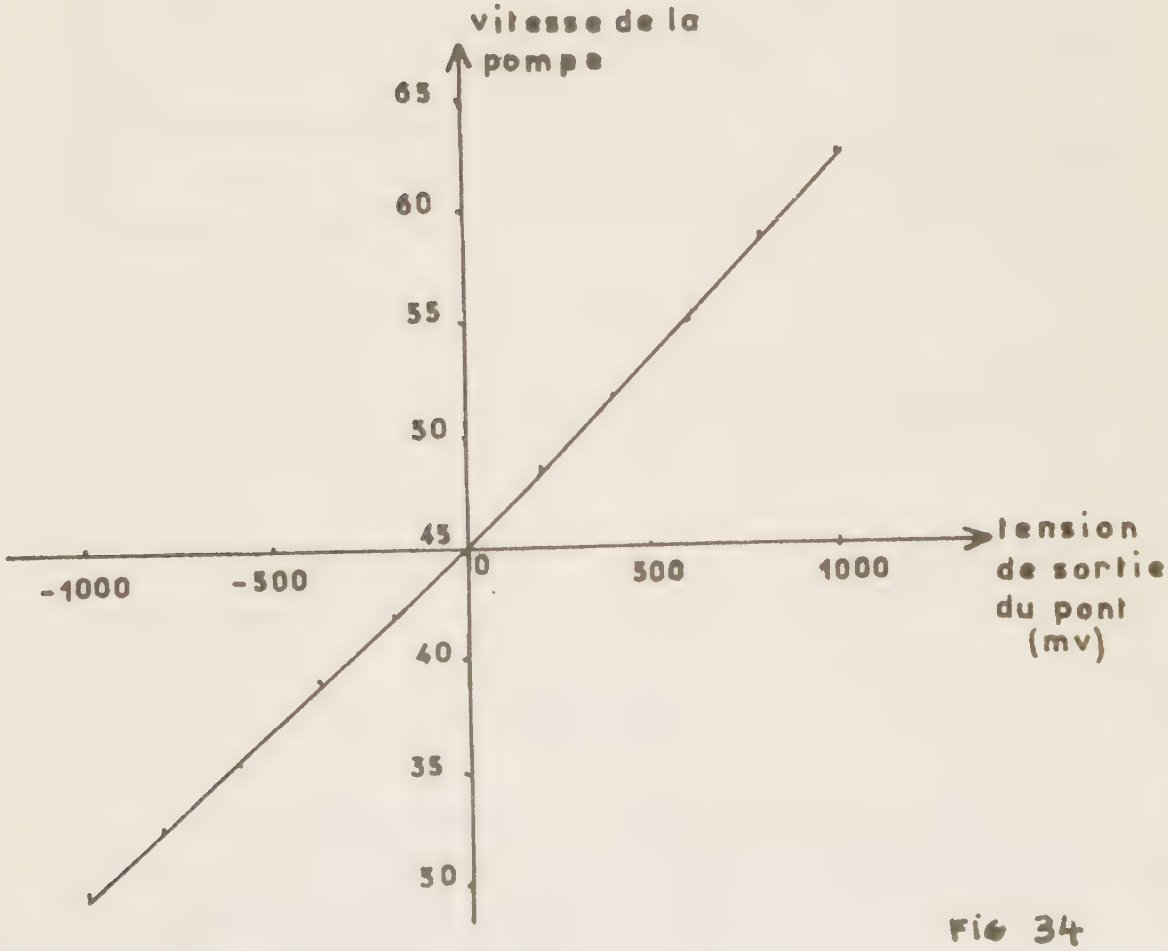


Fig 34

de la pompe artérielle. Cette valeur est lue sur un cadran (existant d'origine sur l'appareil) qui nous donne la vitesse de pompage, en utilisant une échelle arbitraire.

Expérimentalement, cette valeur est celle correspondant au débit sanguin généralement exigé pour le bon fonctionnement de la circulation extra-corporelle (C.E.C.).

De cette manière, dans la majorité des cas, l'écart permanent entraîné par notre montage sera très faible et même nul. (nous aurons généralement $V_2 = V_C$, donc $U_E = V_C = 0$, donc un écart nul).

Au cas où le débit $\dot{Q}_p$ correspondant à $V_p = 45$ volts (V_p : tension d'alimentation du moteur de la pompe), nous donnerait une variation de poids de l'oxygénateur, (donc $\dot{Q}_s \neq 0$), ceci entraînerait une variation de U_E, donc de θ (angle de l'arbre des potentiomètres). L'équilibre est rétabli lorsque $V_e = 0$, donc lorsque le débit de la pompe $\dot{Q}_p$ correspond bien à Q_e (débit de retour du sang veineux). Mais alors $V_e = 0$ nous donne :

$$V_e - V_S = 0, \quad \text{soit} \quad V_E = V_S$$

Il peut donc subsister une légère variation du poids de l'oxygénateur.

Cet écart peut être minimisé en diminuant la tension d'alimentation V_{alim} du potentiomètre P_2, puisque :

$$V_S = V_2 - V_C = V_{alim} \cdot \frac{\Delta\theta}{2\pi}$$

Mais ceci entraîne une diminution de la sensibilité puisque, par le biais de V_S, V_m (tension de commande du moteur) est proportionnelle à V_{alim} , et que le système ne réagit, comme nous l'avons vu, que pour $V_m \geqslant 0,7$ volt.

Un compromis expérimental est donc à réaliser entre l'écart statique et la sensibilité. Un autre réglage nous est accessible, celui du gain G de l'amplificateur. Il nous permet

...

d'augmenter la sensibilité.

La génératrice tachymétrique débite sur deux résistances La tension est partiellement réinjectée afin d'assurer une stabilité dans tous les cas par action dérivée.

C - Les essais en laboratoire

Tous les essais en laboratoire effectués sur les montages retenus nous ont donné entière satisfaction.

1°) Le système de pesée

Après une période de chauffage et de stabilisation des divers appareils de 15 minutes environ, nous obtenons une sensibilité, en l'absence de toute vibration, de 0,5 gramme (et ceci avec une masse de 30 kilogrammes pour l'oxygénateur et le sang qu'il contient).

Dans les conditions d'utilisation, (vibrations d'origines diverses) la sensibilité est dans tous les cas meilleure que 2 grammes.

La linéarité est dans tous les cas meilleure que 0,2 %

La dérive, sous charge, dans les conditions d'utilisation, ne dépasse pas 3 grammes pour quatre heures (ceci en ayant respecté les 15 minutes de chauffage).

2°) La régulation

Le système de régulation avec asservissement de position nous donne entière satisfaction. Avec un gain de 2.500, la précision obtenue est meilleure que 10 ohms pour une résistance totale de 10.000 ohms.

Donc la position est déterminée à 0,1 %, soit mieux que 30 minutes d'angle.

Nous avons mesuré l'écart permanent pour une amplification G = 2500, et une tension d'alimentation de P_2, V_{alim} = 10 Volts.

../

Dans les plus mauvaises conditions (écart brusque de 500 grammes sur l'oxygénateur), le signal d'erreur est de 500 millivolts.

Après stabilisation la tension résiduelle est de 4,9 millivolts, soit 4,9 grammes.

L'écart permanent vaut donc 1% de la masse l'ayant entraîné.

En pratique, il sera donc inférieur au gramme.

Les essais en laboratoire nous ont donc donné entière satisfaction.

* * *

VI - ESSAIS CLINIQUES

1°- Essais de la pesée

Les essais cliniques ont donné les mêmes résultats que les essais en laboratoire.

La sensibilité de deux grammes a été maintenue pendant toute la durée de l'opération (2 heures 30 environ) et aucune dérive n'a été décelée.

Nous avons pu noter à cette occasion l'excellente concordance entre les indications données par notre appareillage (donc les variations de masse de l'oxygénateur) et la valeur de la pression veineuse, indication servant à l'opérateur de paramètre guide complémentaire lors de la conduite d'une circulation extra corporelle avec un appareillage non automatisé.

Ceci nous permet de vérifier, s'il en était besoin, la validité de notre hypothèse de départ, c'est-à-dire, la liaison intime entre les variations de la quantité du sang intra corporel et les variations de la masse de l'oxygénateur.

2° - Essais de l'ensemble avec asservissement

Cet essai a été réalisé. Afin d'éviter tout risque d'accident, le tout premier essai a été réalisé en utilisant un réservoir à contenu variable pour simulé l'opéré.

Les résultats ont été extrèmement satisfaisants : aucune instabilité n'a été observée à aucun moment, même en mettant hors circuit le retour tachymétrique.

Nous avons mesuré l'écart permanent : dans les plus mauvaises conditions, un signal d'erreur U_E d'une valeur initiale de 500 millivolts est ramené en 10 secondes (constante de temps de l'asservissement) à une valeur résiduelle de 4,94 millivolts.

L'écart permanent est donc dans tous les cas inférieur à 1 %.

...

La précision obtenue est de 5 grammes.

Nous avons effectué une mesure des vitesses de rotation de la pompe en fonction des surcharges : la courbe en est tracée figure 34.

Les essais cliniques nous ont donné entière satisfaction, la sensibilité de l'appareillage étant meilleure que celle demandée.

*
* *
*

VII - APPLICATIONS ET DEVELOPPEMENTS POSSIBLES

Le système de pesée qui a été mis au point peut sans aucune difficulté être employé dans bien d'autres circonstances.

En tout premier lieu, la pesée de l'oxygénateur à sac peut être très rapidement extrapolée de notre travail.

Le poids plus faible de ce type d'oxygénateur (ainsi que son mode de suspension différent) permet de n'utiliser qu'un seul capteur.

D'une manière plus générale, toute pesée dans des conditions difficiles (vibrations, manque de place etc...) peut être effectuée avec notre matériel ou un appareillage dérivé.

Le champ d'application en est donc très vaste et est loin de se limiter au domaine médical.

*

* *

*

VIII - CONCLUSION

Le travail qui nous a été confié, consistant en l'étude et la réalisation d'un système de pesée de l'oxygénateur ainsi qu'à l'asservissement de la pompe cardiaque en fonction du résultat de cette pesée a été menée à son terme.

Les résultats obtenus outrepassent les performances demandées et tous les essais ont été satisfaisants.

Il est donc possible d'envisager une commercialisation de cet appareil.

Cela nécessitera cependant une étude des divers appareils en vente sur le marché (point d'extensométrie, amplificateur, voltmètre digital, etc...) afin d'obtenir les prix les plus réduits tout en conservant les mêmes performances (en effet, nous avons dû utiliser les appareils dont nous pouvions disposer, ce qui fait que certains étaient plus performants que nécessaire).

Notre tâche a donc été menée à bien.

*

* *

*

IX - BIBLIOGRAPHIE

/1/ "Pompe extracorporelle à temps et volume commandés"
Jacques R. HINGLAIS, François D'OLEON, Jean-Louis CHEVRIER et Charles DU BOST.
TRANS. AMER. Soc. Artif. Int. Organs, Volume XIII 1967, p. 317 à 321.

/2/ "Asservissement d'une pompe d'assistance cardio-circulatoire.
Jacques HINGLAIS, Pierre PERONNEAU, J.Ch. AMBLARD.
Documentation électronique Marcel DASSAULT, 1969.

/3/ "Shunts cardio-pulmonaires chez les enfants".
William S. PIERCE, RUSSELL C. RAPHAELY, John J. DOWNES et John A. WALDHAUSEN.
Surgery - vol. 70, number 6, 1971, p. 839-846.

/4/ "Régulation d'une pompe sanguine extracorporelle"
LEWIS, HORWITZ, NAINES.
J. Thoracic and Cardiovasc. Surg. vol. 43 n° 3,March 1962 p. 392 - 395.

/5/ "Expérience clinique d'un oxygénateur à disques muni d'une régulation de niveau sanguin".
V.O. BJÖRK, F. INTONTI et O. NORLANDER
Scand. J. Thor. Cardiovasc. Surg. 4 : 45 - 51, 1970.

/6/ "Etude des variations de l'équilibre de perfusion à l'aide de la pesée de l'oxygénateur AIK - 59.
L.S. SMIRNOV
Eksperimental'Naya Khirurgiya I Anestesiologija
Janv-Fév. 1967, vol. 12, p. 67-70.

/7/ "Description and evaluation of a rotating disc type reservoir oxygenator".
CROSS, F.S., BARNE, R.M., HIROSE, Y., JONES, R.D. et KAY, B. 1957.
Surg. Forum, 7, 274.

...

/8/ "Dead space, compliance and venous admixture during heart surgery".
NORLANDER O., BERNHOFF A. et NORDEN I.
Acta Anaesth. Scand. 13, 143.

/9/ "Automatic blood level regulation in the disc oxygenator"
BJORK V.O.
Scand. J. Thor. Cardiovasc. Surg. 1, 64 - 1967.

/10/ "Principes du vernis craquelant Stresscoat".
MICRO-MESURES EUROPE
Note technique NT 22, septembre 68.

/11/ "Circuit consideration using Pixie Transducers"
ENDEVCO Corporation
Endevco Tech-Data n° 597, 7 - 65.

/12/ "Analog Devices"
Technical Data 730, 1972

/13/ "Versatile Collecting System for a disc Oxygenator"
LESTER R. SAUVAGE et STEPHEN J. WOOD.
The Annals of Thoracic Surgery.
Vol. 4, number 6, december 1967, p. 368 - 372.

/14/ "Total correction of ventricular septal defect in infancy using extracorporel circulation ; surgical consideration and results of operation".
CHING E., DU SHANE J.W., MACGOON D.C. et DANIELSON G.K.
Ann. Thorac. Surg. 60 : 54, 1970.

/15/ "Experimental and clinical studies of a miniaturized disc oxygenator for infants".
N. B. THOMPSON
Disc. Chest 48 : 416, 1965.

/16/ "Capteurs de déplacement et de forces"
W.K. ROOTS
AUTOMATISME, avril 1969

...

/17/ "Capteurs de déplacement et de forces"
W.K. ROOTS
AUTOMATISME - novembre 1969.

/18/ "Bio-medical telemetry"
STUART MACKAY
Ed. J. WILEY 1968

/19/ "Le piézotransistor PITRAN"
M. PIETRI
Electricité Electronique Moderne - sept. 1969.

/20/ "Capteurs et appareils de contrôle automatique"
G. BOUDAREF
Electronique - octobre 1967 et avril 1968.

/21/ "Memento d'extensométrie"
Hottinger Baldwin Messtechnik GMBH
Documentation technique HBM - juin 1967.

/22/ "Alliages cuivre-Béryllium"
Tréfimétaux G.P.
Documentation Tréfimétaux 1969.

/23/ "Détermination et contrôle automatique du poids de sang en circulation extracorporelle".
Jean-Jacques LION
Thèse Docteur-Ingénieur, nancy 1972

/24/ "Manuel d'analyse expérimentale des contraintes. Jauges Photo-Stress, capteurs".
BUDD S.A.
Documentation BUDD S.A. - 1967.

/25/ "Pont de mesure d'onde porteuse"
PHILIPS
Documentation PR 9307 - 1969.

...

/26/ "La régulation proportionnelle intégrale et différentielle"
D. GUITARD
Stage de perfectionnement - Ecole Nationale Supérieure d'Electricité et de Mécanique (Nancy 1970).

/27/ "Les organes des systèmes asservis"
PELLEGRIN GILLE DECAULNE
Ed. DUNOD 1965.

/28/ "Les capteurs en automatisme"
M. AUBRUN
Ecole Nationale Supérieure d'Electricité et de Mécanique
Nancy, 1971.

/29/ "Servomécanismes"
A. PEUTERNAN et F. MONTEILLER
Collection M. MOUNIC - Ed. FOUCHER - Paris

/30/ "Automatic Feedback Control System Synthesis"
John G. TRUXAL
Ed. Mac GRAW HILL - 1955.

/31/ "Pratique de la mesure et du contrôle dans l'industrie"
J. BURTON - Ed. DUNOD 1959.

/32/ "Asservissements linéaires continus".
F. de CARFORT et C. FOULARD
Ed. DUNOD - 1970.

/33/ "Dynamique de la commande linéaire"
J. Ch. GILLE, P. DECAULNE, M. PELEGRIN
Ed. DUNOD 1967.

/34/ "Théorie et calcul des Asservissements linéaires"
J. Ch. GILLE, P. DECAULNE, M. PELEGRIN.
Ed. DUNOD 1967.

*
* *
*